

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problems Mailbox.**

(19)日本国特許庁 (J P)

(12)公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平10-174673

(43)公開日 平成10年(1998)6月30日

(51)Int.Cl. ⁹	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A61B 1/00	300		A61B 1/00	300 Y
1/04	372		1/04	372
G02B 23/24			G02B 23/24	B

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全14頁)

(21)出願番号 特願平8-336897

(22)出願日 平成8年(1996)12月17日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 堀井 章弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

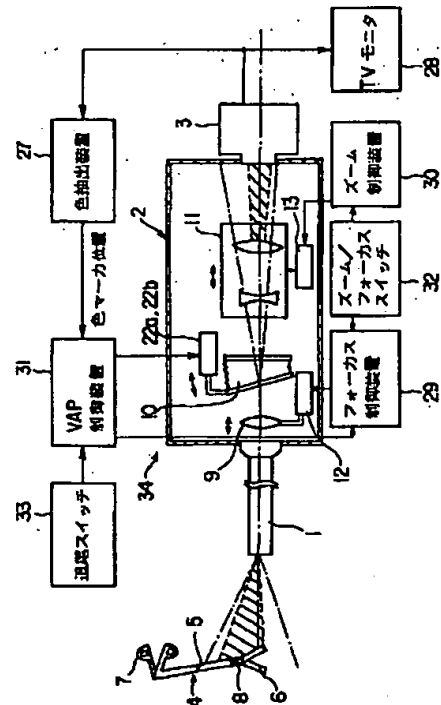
(74)代理人 弁理士 鈴江 武彦 (外4名)

(54)【発明の名称】内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】本発明は3CCDカメラや、HDTVカメラや、可視光外(赤外線・紫外線)カメラなど大型で重量の大きい撮像手段を用いた視野変換カメラの小型化を実現することができる内視鏡装置を提供することを最も主要な特徴とする。

【解決手段】観察光学系の光軸方向に対して入射光の角度を変化させるVAP10と、このVAP10による入射光の角度の変化量を制御するVAP制御装置31とを備えた内視鏡像移動手段3・4を視野変換アダプタ2内に設け、VAP10によってTVカメラ3内のCCDに結像される内視鏡像の位置を変化させることで、CCDによって観察される内視鏡像の領域を可変するものである。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 内視鏡の観察光学系に入射される内視鏡像の一部または全部を撮像手段に結像する結像手段を備えた内視鏡装置において、

上記結像手段内に介設され、上記観察光学系の光軸方向に対して入射光の角度を変化させる入射角変化要素と、この入射角変化要素による上記入射光の角度の変化量を制御する制御手段とを備え、上記入射角変化要素によって上記撮像手段に結像される内視鏡像の位置を変化させることで、上記撮像手段によって観察される内視鏡像の領域を可変する内視鏡像移動手段を設けたことを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、患者の体腔内に挿入された処置具による患部の処置状態を内視鏡によって観察しながらその処置作業を行う内視鏡下外科手術で使用される内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 一般に、処置具と内視鏡とが、それぞれ別個に患者の体腔内に挿入され、体腔内に挿入された処置具の先端部分の画像を内視鏡の観察視野内に捉え、処置具による患部の処置状態を内視鏡によって観察しながらその処置作業を行う内視鏡下の手術が知られている。

【0003】 この種の内視鏡下手術に用いられる内視鏡装置として特開平 6-30896 号公報が開示されている。これは、ロボットアームにより内視鏡を保持し、術者の指令によって内視鏡の位置を変えることができる。これにより、従来、内視鏡を保持していた助手は解放され、また術者は自分の思う方向に自在に内視鏡の視野を

【0004】 これに対し、本発明の出願人は内視鏡装置として本出願の出願時にはまだ未公開の特願平 7-115995 号を出願している。この先行例の内視鏡装置では、ロボットアームを用いずに内視鏡の視野を自在に変換する視野変換内視鏡カメラを使用する技術が開示されている。ここでは、内視鏡の撮像光学系の一部分をアクチュエータで移動することで内視鏡の撮像光学系の画像の撮像範囲を変更するようにしている。

【0005】 そして、この先行例の内視鏡装置では、撮像光学系の一部分を移動する可動部分が内視鏡カメラの装置内部に配設されているので、内視鏡カメラの装置外にロボットアームなどの外部の可動要素が配置されている場合のように外部の可動要素が動作する際に、この外部の可動要素が術者や、患者や、周辺機器等に干渉するおそれがなく、安全性が高い。また、この先行例の内視鏡装置は小型で、通常の内視鏡と TV カメラの組み合わせに置き換えて用いられるので、取扱いが容易である。さらに、鉗子の先端を検出し、この鉗子の先端を TV モニタ画面の中央位置等の所望の位置に常に保持させるよ

うにこの鉗子の先端を追尾する状態で、内視鏡の視野を変換することができるので、術中に術者が鉗子の先端の位置を任意の方向に移動することにより、内視鏡の視野を自動的に変換することができ、内視鏡の視野変換作業が容易である。

【0006】 また、上記特願平 7-115995 号には、撮像素子をステッピングモータと送りネジとを用いて平行に移動する撮像素子移動機構が開示されている。さらに、内視鏡装置の撮像光学系内に介設されたミラーを用いて撮像光学系の光軸を傾けることにより、撮像素子に結像される内視鏡像の範囲をかえる方法も開示されている。

【0007】 また、現在、内視鏡手術用カメラとしては、撮像光学系内に小型の CCD が 1 枚だけ配設された構成の小型のカメラが多く用いられている。しかし最近では、内視鏡像の画質の向上のために RGB の各色毎に独立の 3 枚の CCD を用いた 3 CCD カメラ、従来の 2 倍以上の解像度を実現するハイビジョン (HDTV) カメラ、蛍光観察など微弱な光を観察する高感度なイメージンテンシファイヤ (II) カメラ、或いは赤外線カメラや、紫外線カメラなどの特殊観察カメラなど、有用ではあるが大型のカメラが実用化されている。

【0008】 また、特開昭 61-223819 号公報には、屈折率の高い液体を封入したプリズムで構成される可変頂角プリズムをビデオカメラの手ブレ補正に用いたものが開示されている。

【0009】 また、特開平 2-148013 号公報には、電圧により屈折率が変わる液晶プリズムを用いて、軟性鏡の先端部に設けられた光学系の視野方向を変換する方法が開示されている。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】 特開平 6-30896 号公報の装置では、内視鏡を保持するロボットアームが術者、患者、周辺機器等に干渉するおそれがある。さらに、ロボットの意図しない動作によって、内視鏡の動きが不安定になるおそれもあるうえ、ロボットアームなどの大型の装置を使用しているので、運搬・設置・滅菌にも不便である。

【0011】 また、特願平 7-115995 号の装置では、安全性が高く、小型であり、通常の内視鏡と TV カメラと置換できるなど利点が多い。しかし、ここで示されているようなステッピングモータと送りネジとを用いた撮像素子移動機構によって撮像素子を移動させる方法では、撮像素子が大型化すると撮像素子移動機構全体が大型化し、実用的ではない。そのため、3 CCD カメラ、HDTV カメラ、II カメラ、非可視光カメラなどの大型の撮像素子を用いるものでは、視野変換機能を実現しにくい問題がある。

【0012】 また、ミラーを用いた方法では、撮像素子を移動させる必要がないので、大型の撮像素子を用いる

ことが容易だが、ミラーの駆動機構などが大型となりカメラ全体が大きくなるものとなる問題がある。

【0013】本発明は上記事情に着目してなされたもので、その目的は、3CCDカメラや、HDTVカメラや、可視光外（赤外線・紫外線）カメラなど大型で重量の大きい撮像手段を用いた視野変換カメラの小型化を実現することができる内視鏡装置を提供することにある。

【0014】

【課題を解決するための手段】本発明は、内視鏡の観察光学系に入射される内視鏡像の一部または全部を撮像手段に結像する結像手段を備えた内視鏡装置において、上記結像手段内に介設され、上記観察光学系の光軸方向に対して入射光の角度を変化させる入射角変化要素と、この入射角変化要素による上記入射光の角度の変化量を制御する制御手段とを備え、上記入射角変化要素によって上記撮像手段に結像される内視鏡像の位置を変化させることで、上記撮像手段によって観察される内視鏡像の領域を可変する内視鏡像移動手段を設けたことを特徴とする内視鏡装置である。そして、撮像手段に結像される内視鏡像の入射光の角度を入射角変化要素によって観察光学系の光軸に対して上下左右方向に変化させ、撮像手段に結像される内視鏡像の位置を変化させることで、撮像手段によって観察される内視鏡像の領域を可変するようにしたものである。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、本発明の第1の実施の形態を図1乃至図3(A)、(B)を参照して説明する。図1は本実施の形態における内視鏡装置全体の概略構成を示すものである。本実施の形態の内視鏡装置には患者の体腔内に挿入され、体腔内を観察する例えば腹腔鏡等の直視型の硬性のスコープ（内視鏡）1が設けられている。このスコープ1には視野変換アダプタ（結像手段）2を介してTVカメラ3が着脱可能に取付けられている。このTVカメラ3には図示しないCCD（撮像手段）が内蔵されている。

【0016】また、スコープ1とは別の位置から患者の体腔内に鉗子4が挿入されている。この鉗子4には患者の体腔内に挿入される細長い軸状の挿入部5と、この挿入部5の先端部に配設された開閉可能な処置部6と、挿入部5の基端部に配設された手元側の把持部7とが設けられている。さらに、この鉗子4の先端の処置部6には色マーカ8が設けられている。この色マーカ8には体腔内に少ない緑色や、青色が用いられる。

【0017】また、視野変換アダプタ2の内部には、フォーカスレンズ9、入射角変化要素である頂角可変プリズム（Variable Angle Prism : VAP）10およびズームレンズ11がスコープ1の観察光学系の光軸上に沿って順次並設されている。ここで、フォーカスレンズ9の前面側のレンズ面はスコープ1の観察光学系に離間対向配置され、ズームレンズ11の後面側のレンズ面はT

Vカメラ3に離間対向配置されている。

【0018】また、フォーカスレンズ9はフォーカス駆動手段12に連結されている。そして、このフォーカス駆動手段12によってフォーカスレンズ9はスコープ1の観察光学系の光軸上に沿って前後方向に移動され、スコープ1の観察像のフォーカス調整が可能になっている。

【0019】さらに、ズームレンズ11はズーム駆動手段13に連結されている。ここで、ズームレンズ11にはレンズユニット内の光軸上に複数の構成レンズが並設されている。そして、ズーム駆動手段13によってズームレンズ11のレンズユニット内の構成レンズがレンズユニット内の光軸上に沿って前後方向に移動され、スコープ1の観察像のズーム調整が可能になっている。

【0020】また、VAP10は図2(A)～(C)に示すように構成されている。すなわち、このVAP10には、図2(B)に示すように2枚の円形状のカバーガラス14a、14bが設けられている。これらのカバーガラス14a、14bの枠体15a、15b間には伸縮可能な略円筒状の蛇腹部16が装着されている。さらに、2枚の円形状のカバーガラス14a、14bと蛇腹部16との間に密閉された空間内には高屈折率の液体17が封入されている。

【0021】また、一方のカバーガラス14bの枠体15bには図2(A)に示すように略U字状の2つの軸受部18a、18bが設けられている。これらの軸受部18a、18bは枠体15bの周方向に90°離れた位置に配置されている。

【0022】さらに、他方のカバーガラス14aの枠体15aには各軸受部18a、18b内に挿入される突設部19a、19bが突設されている。各突設部19a、19bは各軸受部18a、18bに装着された回転軸20a、20bを中心に回転可能に軸支されている。そして、各突設部19a、19bと各軸受部18a、18bとの間の軸支部によってVAP10の2つの支軸部21a、21bが形成されている。

【0023】また、各カバーガラス14a、14bの枠体15a、15bにおける支軸部21a、21bの反対側にはVAP10の2つのアクチュエータ22a、22bが設けられている。これら2つのアクチュエータ22a、22bは同一構成になっているので、ここでは一方のアクチュエータ22aの構成のみを説明し、他方のアクチュエータ22bの同一部分には同一番号に添字bを付してその説明を省略する。

【0024】すなわち、アクチュエータ22aには一方の枠体15b側に固定された駆動モータ23aが設けられている。この駆動モータ23aには雄ねじ部材24aの基端部が連結されている。さらに、他方の枠体15a側には雄ねじ部材24aに螺合するナット部材25aが支持ピン26aを介して連結されている。

【0025】そして、一方のアクチュエータ22aの駆動時には駆動モータ23aによって雄ねじ部材24aが回転駆動された際に、雄ねじ部材24aとナット部材25aとの間の螺旋動作によってナット部材25aが雄ねじ部材24aの軸方向に進退駆動されることにより、VAP10が一方の支軸部21aを中心に回動駆動され、VAP10の2枚のカバーガラス14a、14b間の頂角の角度が変化可能になっている。なお、他方のアクチュエータ22bの駆動時には同様にVAP10が他方の支軸部21bを中心に回動駆動され、VAP10の2枚のカバーガラス14a、14b間の頂角の角度が変化可能になっている。これにより、VAP10は2枚のカバーガラス14a、14b間の頂角の角度が変化可能なプリズムとなり、スコープ1の観察光学系の光軸方向に対して入射光の角度を変化させることができる。なお、図2(A)の構成では、垂直な2軸の方向に入射光の方向を変化させることができる。

【0026】また、TVカメラ3は色抽出装置27およびTVモニタ28にそれぞれ接続されている。ここで、TVカメラ3内のCCDからの出力信号はTVモニタ28に入力される。そして、TVモニタ28にはスコープ1によって観察される内視鏡像が表示されるようになっている。さらに、CCDからの出力信号は色抽出装置27にも入力される。そして、この色抽出装置27でスコープ1による内視鏡像の中から鉗子4の先端の色マーカ8の位置を検出するようになっている。

【0027】また、視野変換アダプタ2内のフォーカス駆動手段12はフォーカス制御装置29に、ズーム駆動手段13はズーム制御装置30に、また、VAP10の2つのVAPアクチュエータ22a、22bはVAP制御装置(制御手段)31にそれぞれ接続されている。ここで、フォーカス制御装置29とズーム制御装置30との間にはズーム/フォーカススイッチ32が介設されている。さらに、VAP制御装置31には色抽出装置27、フォーカス制御装置29および追尾スイッチ33がそれぞれ接続されている。なお、追尾スイッチ33およびズーム/フォーカススイッチ32は、鉗子4の把持部7の周辺部位に取付けられている。

【0028】そして、色抽出装置27からの出力信号はVAP制御装置31に入力されるようになっている。さらに、VAP制御装置27からの出力信号は、フォーカス制御装置29およびVAP10の2つのアクチュエータ22a、22bに入力されるようになっている。そして、VAP10の2つのVAPアクチュエータ22a、22bは、VAP制御装置31により制御され、VAP10とVAP制御装置31とによってTVカメラ3内のCCDによって観察される内視鏡像の領域を可変する内視鏡像移動手段34が形成されている。

【0029】次に、上記構成の作用について説明する。まず、本実施の形態の内視鏡装置の使用時にはスコープ

1によって観察される内視鏡像の入射光は、視野変換アダプタ2内のフォーカスレンズ9、VAP10およびズームレンズ11を経てTVカメラ3内のCCDなどの撮像素子に結像される。

【0030】ここで、図3(A)に示すようにスコープ1の内視鏡像35はズームレンズ11により拡大されるため、TVカメラ3内のCCDに撮像される撮像部分36は内視鏡像35全体の内の一部分になる。

【0031】また、VAP10の駆動時にはVAP制御装置27によってVAP10の2つのアクチュエータ22a、22bの少なくとも一方が駆動される。これにより、VAP10の頂角の角度が変化され、ズームレンズ11に入射される入射光の方向が光軸に対し、図1中で、紙面の上下方向および紙面に対して垂直な左右方向の2方向の少なくとも一方に傾けられる。このとき、VAP10の頂角の角度変化に応じてCCDに結像されるスコープ1の内視鏡像35の撮像部分36が移動する。その結果、TVモニタ28の画面上に、あたかもスコープ1の向きを変えたかのような状態の内視鏡像を得ることができる。

【0032】また、スコープ1による観察中、スコープ1の内視鏡像の中から鉗子4の先端の色マーカ8の位置が色抽出装置27によって検出される。この色検出には、色相と彩度を用いると、明るさに関わらず色を抽出できる。

【0033】この状態で、追尾スイッチ33が押されると、内視鏡像35の撮像部分36の画面内の中央に色マーカ8が配置されるようにVAP制御装置31によってVAP10の頂角の角度が算出され、VAP10の2つのアクチュエータ22a、22bが制御される。これにより、VAP10の頂角の角度が変化し、図3(B)に示すように色マーカ8が内視鏡像35の撮像部分36の画面内の中心位置Oに移動される。

【0034】なお、VAP10の頂角の角度を変化させると視野変換アダプタ2内の内視鏡像35の光路長が変化するため、VAP制御装置31による光路長の変化分をフォーカス制御装置29によってフォーカスレンズ9を駆動することで補償するように指令が与えられる。

【0035】また、ズーム/フォーカススイッチ32が操作されるとフォーカス制御装置29およびズーム制御装置30に制御信号が出力され、これらのフォーカス駆動手段12およびズーム駆動手段13によりフォーカス位置およびズーム位置が可変される。

【0036】そこで、上記構成のものにあつては次の効果を奏する。すなわち、視野変換アダプタ2内に観察光学系の光軸方向に対して入射光の角度を変化させるVAP10と、このVAP10による入射光の角度の変化量を制御するVAP制御装置31とを備えた内視鏡像移動手段34を設け、VAP10によってTVカメラ3内のCCDに結像される内視鏡像35の領域(撮像部分3

6) の位置を変化させることで、TVカメラ3内のCCDによって観察される内視鏡像35の領域(撮像部分36)を可変するようにしたので、スコープ1の位置を変えずに、術者の意思に従ってスコープ1の内視鏡像の視野(撮像部分36)を移動させることができる。そのため、助手がスコープ1の操作から開放されるとともに、術者もフラストレーション無しにスコープ1の内視鏡像の視野を変えられるので、従来に比べてスコープ1の操作性を高めることができる。

【0037】また、TVカメラ3内のCCDを定位置で固定したままの状態ですコープ1の内視鏡像35の視野(撮像部分36)を移動させることができるため、3CCDカメラや、ハイビジョンカメラのような大きなTVカメラを用いることができる。さらに、CCDを移動させる場合と異なり、映像ケーブルなどの配線が動かないので、耐久性が高い。

【0038】また、図4(A)、(B)は本発明の第2の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第1の実施の形態(図1乃至図3(A)、(B)参照)の視野変換アダプタ2の構成を次の通り変更したものである。

【0039】すなわち、本実施の形態の視野変換アダプタ41では、第1の実施の形態のVAP10が2つの液晶プリズム42a、42bに置き換えられ、かつ第1の実施の形態のVAPアクチュエータ22a、22bおよびVAP制御装置31が液晶プリズム制御装置43にそれぞれ置き換えられている。それ以外は第1の実施の形態と同じ構成になっている。

【0040】また、液晶プリズム42a、42bは図4(B)に示すように略三角形の2辺に配設された平板状の一对の透明電極43a、43b間の空間にTN液晶44が挟まれた構成になっている。ここで、各透明電極43a、43bの液晶側の平面には、それぞれ9.0度傾いたラビングが施されている。

【0041】さらに、本実施の形態では視野変換アダプタ2内のズームレンズ11に入射される入射光の方向を光軸に対し、上下方向および左右方向の2方向に変化させるため、2つの液晶プリズム42a、42bの向きを光軸に対し、90°回転させた状態に配置して用いる。

【0042】そして、非通電時には、各液晶プリズム42a、42b内のTN液晶44の液晶分子の長軸が各透明電極43a、43bの基板に並行な状態であり、通電時には液晶分子の長軸が各透明電極43a、43bの基板に垂直となり、屈折率が変化する。このとき、各透明電極43a、43bへの印加電圧を変化させることにより、屈折率を連続的に可変できる。なお、各液晶プリズム42a、42bの屈折率の変化は異常光で起きるため、各液晶プリズム42a、42bの入射側の透明電極43aに偏光板が設けられている。

【0043】そこで、上記構成のものにあつては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態では入射角変化要

素として2つの液晶プリズム42a、42bを使用したので、各液晶プリズム42a、42bの透明電極43a、43bへの印加電圧を変化させ、屈折率を連続的に可変させることにより、TVカメラ3内のCCDに結像される内視鏡像の入射光の角度を変化させることができる。そのため、本実施の形態でも第1の実施の形態のVAP10と同じ効果が得られる。

【0044】さらに、本実施の形態では第1の実施の形態のVAP10のように2枚のカバーガラス14a、14b間の頂角の角度を変化させるVAPアクチュエータ22a、22bに相当する機械的な駆動部分を格別を使用する必要がないので、視野変換アダプタ41全体を小形化することができるとともに、耐久性・メンテナンスの点で有利である。

【0045】また、図5(A)は第2の実施の形態の液晶プリズム42a、42bの第1の変形例を示すものである。本変形例の液晶プリズム51は離間対向配置された平行な透明電極52a、52b間にTN液晶53が挟まれた構成になっている。さらに、本変形例の液晶プリズム51の透明電極52a、52bは抵抗素子で構成されている。そして、透明電極52a、52bにかかる電圧を連続的に変化させることで、液晶プリズム51の屈折率を連続的に変化させることができ、第2の実施の形態の液晶プリズム42a、42bと等価なプリズムを構成することができる。

【0046】また、図5(B)は第2の実施の形態の液晶プリズム42a、42bの第2の変形例を示すものである。本変形例の液晶プリズム61は第1の変形例(図5(A)参照)の液晶プリズム51の透明電極52a、52bを次の通り変更したものである。すなわち、本変形例では透明電極52a、52bの電極板62を短冊状に細分化し、細分化された各電極要素62a毎にそれぞれ異なる電圧を与える構成にしたものである。この場合も第1の変形例の液晶プリズム51と同じ効果が得られる。

【0047】また、図6は第2の実施の形態(図4および図5(A)、(B)参照)の内視鏡装置の視野変換アダプタ41の変形例を示すものである。本変形例の視野変換アダプタ71は第2の実施の形態の視野変換アダプタ41の2つの液晶プリズム42a、42bの出射光路側に各液晶プリズム42a、42bで曲がる光路の角度を補償する補償プリズム72a、72bを設けたものである。この場合には液晶プリズム42a、42bにより視野変換アダプタ71内の光路の光軸がスコープ1の光軸方向からずれることを補償でき、TVカメラ3をスコープ1の光軸方向に沿って直線上に配置することができる。

【0048】また、図7(A)、(B)は本発明の第3の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第1の実施の形態(図1乃至図3(A)、(B)参照)の視野

変換アダプタ 2 および TV カメラ 3 の代わりに視野変換機能を有する 3D カメラ 81 を設け、この 3D カメラ 81 をスコープ 1 に取付けたものである。

【0049】この 3D カメラ 81 の内部には、入射角変化要素である VAP 82、フォーカスレンズ 83、ズームレンズ 84 がスコープ 1 の観察光学系の光軸上に沿って順次並設されている。

【0050】さらに、ズームレンズ 84 の出射光路側には左右の視差を分ける瞳分割光学系 85 が配設されている。この瞳分割光学系 85 には左右一対のそれぞれ独立した結像レンズ 86 L、86 R と、撮像素子 87 L、87 R とが設けられている。なお、VAP 82 は第 1 の実施の形態の 2 つのアクチュエータ 22 a、22 b と同様の構成の 2 つのアクチュエータ 88 a、88 b によって駆動されるようになっている。

【0051】また、図 7 (B) に示すように、使用者 (術者) の頭部 H には HMD (ヘッドマウントディスプレイ) 89 が装着されている。この HMD 89 には左右の液晶ディスプレイ 90 a、90 b と、ジャイロセンサ 91 とが設けられている。ここで、HMD 89 の液晶ディスプレイ 90 a、90 b は 3D カメラ 81 の左右の撮像素子 87 L、87 R に図示しない CCU (カメラコントロールユニット) を介して接続されている。

【0052】次に、上記構成の作用について説明する。本実施の形態の内視鏡装置の使用時にはスコープ 1 によって観察される内視鏡像の入射光は、3D カメラ 81 内の VAP 82 によって光路の方向が曲げられたのち、フォーカスレンズ 83 を経てズームレンズ 84 に入射される。

【0053】さらに、ズームレンズ 84 から出射されるスコープ 1 からの内視鏡像は左右の結像レンズ 86 L、86 R によって左右の視差を持った画像として左右の撮像素子 87 L、87 R にそれぞれ結像される。

【0054】そして、3D カメラ 81 の左右の撮像素子 87 L、87 R の画像は、CCU によって、HMD 89 の液晶ディスプレイ 90 a、90 b に表示され、そのスコープ 1 の観察視野の内視鏡像が立体観察される。このとき、観察している術者の頭部 H の上下左右の動きは HMD 89 のジャイロセンサ 91 によって検出される。このジャイロセンサ 91 からの検出信号に対応して VAP 82 を駆動することで、術者の頭部 H の動きに応じて HMD 89 の液晶ディスプレイ 90 a、90 b に表示されるスコープ 1 の観察視野を変化させることができる。そのため、術者はあたかも自分が体腔内で処置部分を実際に目視して観察しているかのような感覚で体腔内の立体画像を観察できる。

【0055】そこで、上記構成のものにあつては 3D カメラ 81 内に入射角変化要素である VAP 82 を配設したので、第 1 の実施の形態と同様にスコープ 1 の位置を変えずに、術者の意思に従ってスコープ 1 の内視鏡像の

視野を移動させることができ、従来に比べてスコープ 1 の操作性を高めることができる。さらに、本実施の形態では特に視野変換可能な 3D スコープシステムを構成することができる効果がある。

【0056】また、図 8 は本発明の第 4 の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第 3 の実施の形態 (図 7 (A)、(B) 参照) の VAP 82 の代わりに 2 つのミラー 101 a、101 b によって 3D カメラ 81 内の光路の方向を変え、スコープ 1 の内視鏡像の位置を変化させる構成にしたものである。

【0057】さらに、2 つのミラー 101 a、101 b はステッピングモータのような回転アクチュエータの回転軸 102 a、102 b に取付けられ、回転角度を制御することができるようになっている。ここで、一方の第 1 のミラー 101 a は図 8 中で、紙面と垂直な回転軸 102 a に取付けられている。そして、この第 1 のミラー 101 a が回転軸 102 a を中心に回転することによって 3D カメラ 81 内の光路の方向を図 8 中で、上下方向に振ることができるようになっている。

【0058】また、他方の第 2 のミラー 101 b は図 8 中で、上下方向に延設された回転軸 102 b に取付けられている。そして、この第 2 のミラー 101 b が回転軸 102 b を中心に回転することによって 3D カメラ 81 内の光路の方向を図 8 中で、左右方向に振ることができるようになっている。

【0059】また、本実施の形態では第 3 の実施の形態のズームレンズ 84 と右側の結像レンズ 86 R との間に 1 方向のみに内視鏡像の方向を変化させる VAP 103 が設けられている。この VAP 103 は VAP アクチュエータ 104 に接続されている。そして、右側の撮像素子 87 R 上に撮影される内視鏡像の方向がこの VAP 103 によって微調整されるようになっている。これにより、3D スコープの輻輳角 (観察する視野の方向の差) を変えることにあたり、個人で異なる輻輳角と立体感との関係を補正することができる。

【0060】そこで、上記構成のものにあつては第 3 の実施の形態と同様の効果が得られる他、本実施の形態では特に、ズームレンズ 84 と右側の結像レンズ 86 R との間に 1 方向のみに内視鏡像の方向を変化させる VAP 103 を設けたので、輻輳角の制御が可能な視野変換可能な 3D スコープシステムを構成することができる。そのため、VAP 103 によって右側の撮像素子 87 R 上に撮影される内視鏡像の方向を微調整することにより、個人で異なる輻輳角と立体感との関係を容易に補正することができる効果がある。

【0061】また、図 9 は本発明の第 5 の実施の形態を示すものである。本実施の形態は 3D スコープシステムと視野変換システムとを選択的に切り替えて使用することができるようにしたものである。

【0062】すなわち、本実施の形態の内視鏡装置には

図9に示すように例えば腹腔鏡等の直視型の硬性のスコープ111に3Dスコープシステムと視野変換システムとを選択的に切り替えて使用可能なカメラヘッド112が着脱可能に取付けられている。このカメラヘッド112には左右2つの光学系113a, 113bが設けられている。

【0063】ここで、カメラヘッド112内におけるスコープ111の観察光学系との連結部にはスコープ111からの内視鏡像を左右の光学系113a, 113bに分離する第1プリズム114a, 114bが配設されてい

る。【0064】また、第1プリズム114a, 114bとスコープ111の観察光学系との間には光路内に出し入れ可能な絞り板115が配設されている。この絞り板115には人間の左右の瞳に対応する2つの絞り用開口部116a, 116bが形成されている。

【0065】さらに、左側の光学系113aには第1プリズム114a側からの光りを直角に全反射する第2プリズム117aと、左目用のズームレンズ118aと、左目用の撮像素子119aとが設けられている。こ

で、左目用の撮像素子119aは撮像素子移動機構120に装着されている。そして、この撮像素子移動機構120によって左目用の撮像素子119aは光軸に対して上下左右に移動可能に支持されている。

【0066】また、右側の光学系113bには第1プリズム114b側からの光りを直角に全反射する第2プリズム117bと、右目用のレンズ118bと、右目用の撮像素子119bとが設けられている。

【0067】さらに、左目用撮像素子119aは第1のCCU121の入力端に、また右目用撮像素子119bは第2のCCU122の入力端にそれぞれ接続されている。ここで、第1のCCU121の出力端には一般的な2次元のTVモニタである2Dモニタ123およびスキャンコンバータ124がそれぞれ接続されている。

【0068】また、第2のCCU122の出力端にはスキャンコンバータ124および色抽出装置125がそれぞれ接続されている。さらに、スキャンコンバータ124の出力端は立体(3D)表示が可能な3Dモニタ126に接続されている。

【0069】また、絞り板115の図示しない駆動機構は絞り制御部127に接続されている。そして、この絞り制御部127によって絞り板115の光路内への出し入れを制御するようになっている。

【0070】また、ズームレンズ118aの図示しない駆動機構はズーム制御部128に接続されている。そして、このズーム制御部128によってズームレンズ118aのズーム動作が制御されるようになっている。

【0071】また、撮像素子移動機構120は撮像素子移動制御部129に接続されている。さらに、この撮像素子移動制御部129には色抽出装置125が接続され

ている。そして、この撮像素子移動制御部129によって左目用の撮像素子119aが光軸に対して上下左右に移動する動作が制御されるようになっている。

【0072】また、絞り制御部127、ズーム制御部128および撮像素子移動制御部129はそれぞれに指令信号を出力するコントローラ130に接続されている。このコントローラ130にはさらに3Dスコープシステムと視野変換システムとを切り替える切換スイッチ131が接続されている。

【0073】次に、上記構成の作用について説明する。本実施の形態の内視鏡装置の使用時には、まず切換スイッチ131の操作によって3Dスコープシステムまたは視野変換システムのいずれか一方が選択される。

【0074】ここで、切換スイッチ131で3Dスコープシステムが選択されると、コントローラ130から出力される制御信号が絞り移動制御部127、ズーム制御部128および撮像素子移動制御部129にそれぞれ入力される。そして、絞り移動制御部127によって絞り板115がスコープ111からの光路中に挿入される。

さらに、ズーム制御部128によってズームレンズ118aが右目用のレンズ118bと同じ拡大率に設定され、また撮像素子移動制御部129によって撮像素子移動機構120の駆動量が設定される。このとき、撮像素子移動機構120の駆動量は左目用撮像素子119aの中心が左目側の光学系113aの光軸と一致するように設定される。この状態で、次の3Dスコープシステムとしての作用が行われる。

【0075】この3Dスコープシステムとしての動作時にはスコープ111からの光(内視鏡像)は絞り板115と、第1プリズム114a, 114bと、第2プリズム117a, 117bとにより左右の目の視差に対応する左右の光路に分けられる。このとき、左側の光学系113aに入射された光(内視鏡像)は絞り板115の一方の絞り用開口部116a、第1プリズム114a、第2プリズム117a、左目用のズームレンズ118aを順次経由して左目用の撮像素子119aに結像される。さらに、右側の光学系113bに入射された光(内視鏡像)は絞り板115の他方の絞り用開口部116b、第1プリズム114b、第2プリズム117b、右目用のレンズ118bを順次経由して右目用の撮像素子119bに結像される。

【0076】また、左目用撮像素子119aに結像された内視鏡像は映像信号に変換されたのち、第1のCCU121に入力される。同様に、右目用撮像素子119bに結像された内視鏡像は映像信号に変換されたのち、第2のCCU122に入力される。そして、左目用撮像素子119aおよび右目用撮像素子119bに結像され、左右の目に対応した映像信号に変換された画像データは、第1のCCU121および第2のCCU122を経てスキャンコンバータ124に入力される。このスキャ

ンコンバータ 124 により 1 画面毎に左右の画像が交互に表示されるように画像信号が生成され、3D モニタ 126 に表示される。

【0077】なお、3D モニタ 126 の画面には画像信号の切り替わりに応じて画面からの偏光方向が変わる液晶フィルタ（図示せず）が装着されている。そして、術者は左右の目で偏光面の異なる偏光板の入った眼鏡をつけた状態で、3D モニタ 126 の画面表示を目視することでスコープ 111 の内視鏡像の立体観察が可能となる。

【0078】ここで、左目用のズームレンズ 118a の拡大率を変化させ、左右両眼の拡大率の微調整に用いることもでき、また左目用の撮像素子 119a の位置をわずかに移動させることにより、立体視の視野角を調整することも可能である。

【0079】また、切換スイッチ 131 で視野変換システムが選択されると、コントローラ 130 から出力される制御信号が絞り移動制御部 127 に入力され、この絞り制御部 127 によって絞り板 115 がスコープ 111 からの光路中より抜去され、この光路から離れた位置に移動される。この状態で、次の視野変換システムとしての作用が行われる。

【0080】この視野変換システムとしての動作時にはスコープ 111 からの光（内視鏡像）は第 1 プリズム 114a、114b と、第 2 プリズム 117a、117b とにより 2 つの光路に分けられる。

【0081】このとき、右側の光学系 113b に入射された光（内視鏡像）は第 1 プリズム 114b、第 2 プリズム 117b、レンズ 118b を順次経由して撮像素子 119b に結像される。この撮像素子 119b には、スコープ 111 の視野全体の内視鏡像が結像されている。

【0082】また、左側の光学系 113a に入射された光（内視鏡像）は第 1 プリズム 114a、第 2 プリズム 117a、ズームレンズ 118a を順次経由して撮像素子 119a に結像される。このとき、撮像素子 119a には、ズームレンズ 118a により拡大された内視鏡像の一部が結像されている。そして、撮像素子移動機構 120 により内視鏡像の切り出し位置を変えることで 2D モニタ 123 に表示される内視鏡像の視野を変更できる。

【0083】また、第 2 の CCU 122 からの出力信号は第 1 の実施の形態で示されたような色抽出を行う色抽出装置 125 に入力される。この色抽出装置 125 からの出力信号は、撮像素子移動機構 120 を制御する撮像素子移動制御部 129 に入力される。このとき、第 2 の CCU 122 から色抽出装置 125 に送られる映像信号から画像中の鉗子 4 の先端部の色マーカ 8 の位置を検出することで、内視鏡像中の鉗子 4 の位置が得られる。その位置に応じて撮像素子移動制御部 129 により色マーカ 8 の位置が撮像素子 119a の中央位置に配置される

ように撮像素子移動機構 120 の動作を制御することで、2D モニタ 123 の画面上には鉗子 4 が中央位置に配置されるように内視鏡像の視野が変換される。

【0084】そこで、上記構成のものにあっては次の効果が得られる。すなわち、スコープ 111 に 3D スコープシステムと視野変換システムとを選択的に切り替えて使用可能なカメラヘッド 112 を着脱可能に取付け、切換スイッチ 131 の操作によって 3D スコープシステムまたは視野変換システムのいずれか一方を選択可能にしたので、3D スコープと視野変換システムとを必要に応じて選択的に切り替えて使用できる。

【0085】また、3D スコープシステムとしての使用時には撮像素子移動制御部 129 によって撮像素子移動機構 120 の駆動量を設定することにより、3D スコープの幅角の調整が容易に行える。

【0086】さらに、視野変換システムとしての使用時には鉗子 4 の先端部の像が 2D モニタ 123 の画面上になくとも鉗子 4 の先端部が 2D モニタ 123 の画面中央位置に配置されるように内視鏡像の視野を変換されるように追尾できる。

【0087】なお、本発明は上記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施できることは勿論である。次に、本出願の他の特徴的な技術事項を下記の通り付記する。

【0088】記

（付記項 1） 内視鏡と、撮像手段と、内視鏡の観察像の一部または全部を撮像手段に結像する結像手段と、該結像手段に内視鏡からの光線の角度を光軸方向に対して上下左右方向に変化させる可変プリズムと可変プリズムの光線角の変化量を制御する制御手段を有し、該可変プリズムによって撮像手段に結像される内視鏡像の位置を変化させることで、撮像手段によって観察される内視鏡像の領域を可変することを特徴とする内視鏡装置。

【0089】（付記項 2） 前記可変プリズムが、液体屈折物質を用いた可変頂角プリズムであることを特徴とする付記項 1 の内視鏡装置。

（付記項 3） 前記可変プリズムが、屈折率を可変可能な物質を用いて構成されていることを特徴とする付記項 1 の内視鏡装置。

【0090】（付記項 3 の解決しようとする課題） 特願平 7-115995 号の、ステッピングモータと送りネジの機構で撮像素子を平面上を移動させる方法や、ミラーを用いた方法では、撮像素子やミラーの機械的な駆動機構が必要なため、機械的な駆動機構の無いカメラに対して信頼性を同等にするのが困難であるという問題点を有する。

【0091】（付記項 3 の目的） 信頼性の高い視野変換カメラの実現。

（付記項 3 の課題を解決する手段および作用） 光線の曲がる方向を屈折率を電気的に変換させ変化させるプリ

ズムを用いて、撮像手段に結像される内視鏡像の位置を変化させる。

【0092】(付記項4) 前記可変プリズムが、液晶と透明電極により構成され、可変プリズム制御手段が透明電極にかかる電圧を制御することを特徴とする付記項1の内視鏡装置。

【0093】(付記項5) 光軸上に上記可変プリズムを複数用い、そのうちの少なくとも2つが光軸に対して直交する方向に頂角を持つことを特徴とする付記項1の内視鏡装置。

【0094】(付記項1～5の目的) 3CCDカメラや、HDTVカメラや可視光外(赤外線・紫外線)カメラなど大型で重量の大きい撮像手段を用いた視野変換カメラを小型に実現する。

【0095】(付記項1～5の課題を解決する手段および作用) 内視鏡像を撮像手段に結像させる結像手段に設けられた、光線の角度を光軸に対し上下左右方向に変化させる可変プリズムによって、撮像手段に結像される内視鏡像の位置を変換させることで、撮像手段によって観察される内視鏡像の領域を可変する。

【0096】(付記項6) スコープと撮像手段と結像手段を有し、結像手段の少なくとも一部を撮像手段と着脱可能に分離でき、分離された結像手段に撮像手段に結像される内視鏡像の位置を上下左右に変化させる結像位置可変手段を有し、結像位置可変手段によって撮像手段によって観察される内視鏡像の領域を可変することを特徴とする内視鏡装置。

【0097】(付記項7) 前記結像位置可変手段に可動のミラーを有することを特徴とする付記項6の内視鏡装置。

(付記項8) 前記結像位置可変手段に可変プリズムを用いることを特徴とする付記項6の内視鏡装置。

【0098】(付記項6～8の解決しようとする課題)

特願平7-115995号に示される方法では、撮像素子と視野変換手段が一体化したカメラヘッドで構成されているため、一般的な内視鏡と結像アダプターとカメラの組み合わせで構成される外科用内視鏡装置のカメラを流用できない。またカメラの世代交代ではカメラヘッド全体を再購入する必要がある。また、市販の3CCD、HDTV、IIカメラ、非可視光カメラなどの高機能カメラを流用することができない。

【0099】(付記項6～8の目的) 3CCDカメラや、HDTVカメラや可視光外(赤外線・紫外線)等、様々な外付カメラで視野変換機能を実現する。

(付記項6～8の課題を解決する手段および作用) 視野変換機能を内蔵した結像手段を撮像手段から独立させることで、種々の外付けカメラを用いることができる。

【0100】(付記項9) 内視鏡および内視鏡像の拡大観察光学系および拡大観察光学系からの光線で左右の像を得るステレオ画像撮影手段を有し、拡大観察光学系

中に光線の方向を可変する手段と、該光線方向可変手段を有することを特徴とする立体内視鏡装置。

【0101】(付記項10) 前記光線方向可変手段が、2枚以上のミラーを用いて構成されていることを特徴とする付記項9の立体内視鏡装置。

(付記項11) 前記光線方向可変手段が、液体屈折物質を用いた可変頂角プリズムであることを特徴とする付記項9の立体内視鏡装置。

【0102】(付記項12) 前記光線方向可変手段が、屈折率を可変可能な物質を用いて構成されていることを特徴とする付記項9の立体内視鏡装置。

(付記項1～12の従来技術) 一般に処置具と内視鏡とが、それぞれ別個に患者の体腔内に挿入され、体腔内に挿入された処置具の先端部分の画像を内視鏡の観察視野内に捉え、処置具による患部の処置状態を内視鏡によって観察しながらその処置作業を行う内視鏡下の手術が知られている。この種の内視鏡下手術に用いられる内視鏡装置として特開平6-30896号公報が開示されている。これはロボットアームにより内視鏡を保持し、術者の指令によって内視鏡の位置を変えることができる。これにより従来内視鏡を保持していた助手は解放され、また術者は自分の思う方向に自在に視野を変えることができる。

【0103】これに対し、特願平7-115995号では、ロボットアームを用いずに内視鏡の視野を自在に変換する方法が開示されている。この方法では、内視鏡の画像の撮像範囲を撮像光学系の一部分をアクチュエータで移動することで変更する。可動部分は装置内部なので、装置が動作することによる危険性が少なく、安全性が高い。小型で、通常の内視鏡とTVカメラの組み合わせに置き換えて用いられるので取扱いが容易。また、鉗子の先端を検出して視野を変換することができ、術中に術者が視野を変換することが容易である。

【0104】特願平7-115995号には、撮像素子をステッピングモータと送りネジを用いて平行に移動する撮像素子移動機構が開示されている。また、ミラーを用いて光軸を傾け撮像素子に結像される内視鏡像の範囲をかえる方法が開示されている。

【0105】また、現在内視鏡手術用カメラとしては、小型のCCD1枚で構成された小型のカメラが多く用いられている。しかし最近では、画質の向上のためにRGB各色のCCDを用いた3CCDのカメラ、従来の2倍以上の解像度を実現するハイビジョン(HDTV)カメラ、蛍光観察など微弱な光を観察する高感度なイメージンシファイヤカメラ、赤外線カメラや紫外線カメラなど、有用ではあるが大型のカメラが実用化されている。

【0106】特開昭61-223819号公報に、屈折率の高い液体を封入したプリズムで構成される可変頂角プリズムを用いてビデオカメラの手ブレ補正に用いたも

のが開示されている。

【0107】また、特開平2-148013号に、電圧により屈折率が変わる液晶プリズムを用いて、軟性鏡の先端部に設けられた光学系の視野方向を変換する方向が開示されている。

【0108】(付記項1~12の解決しようとする課題) 特開平6-30896号公報では、ロボットアームに術者、患者周辺機器が干渉することがある。ロボットの意図しない動作によって、患者を傷つける可能性がある。大型で運搬・設置・滅菌にも不便である。

【0109】特願平7-115995号では、安全性が高く、小型であり、通常の内視鏡とTVカメラと置換できるなど利点が多い。しかし、ステッピングモータと送りネジの機構で撮像素子を平面上を移動させる方法では、撮像素子が大型化すると駆動機構が大型化し実用的でない。そのため、3CCDカメラ、HDTVカメラ、IIカメラ、非可視光カメラなどの大型の撮像素子を用いるものでは、視野変換機能を実現しにくい。

【0110】また、ミラーを用いた方法では、撮像素子を移動させる必要がないので、大型の撮像素子を用いることが容易だが、ミラーの駆動機構などが大型となりカメラ全体が大きくなるものとなる。

【0111】(付記項9~12の従来技術) 特開平8-160316号公報に、スコープの挿入部を共有し、接眼部付近で左右の光束に分離する硬性立体スコープが開示されている。

【0112】特開平7-328024号公報に、湾曲部を有する硬性スコープの先端部に2つの光学系と撮像素子を有して立体観察を行う立体スコープが開示されている。このスコープでは、上下左右に湾曲することによってスコープを動かさずに観察視野を変えることができる。

【0113】(付記項9~12の解決しようとする課題) 特開平8-160316号公報の硬性立体スコープで視野方向を変換するためには、両眼の接眼部のそれぞれに特願平7-115995号に示されるような視野変換機能を有するカメラヘッドを接続せねばならず、構成が複雑で、装置が大型・高額となり実用的ではない。

【0114】特開平7-328024号公報のように、湾曲部を有する硬性スコープの先端部に2つの光学系と撮像素子を有して立体観察を行う立体スコープでは、上下左右に湾曲することによって観察視野を変えることができるが、解像度の高い大型の撮像素子を用いることができないという欠点を有する。また、特願平7-115995号に示されるような視野変換機能を有するカメラヘッドでは、ズームレンズによりスコープを進退させたのと同じように観察を行うことができるが、特開平7-328024号公報の方法では、スコープを進退させる手段を別に設けなければならないという欠点を有する。

【0115】(付記項9~12の目的) 3Dスコープ

で視野変換機能を実現する。

(付記項9~12の課題を解決する手段および作用) 内視鏡および拡大観察光学系を共有し、拡大観察光学系中に光線の方向を可変手段を設け、その後左右の像に分離・結像させるステレオ画像撮影手段を設けることで、3Dスコープで視野変換を可能にする。

【0116】(付記項13) 2つの光学系により左右の像を得る立体内視鏡において、少なくとも一方の光学系の中間に可変プリズムを設けて左右の像の幅角を変化させることを特徴とする立体内視鏡。

【0117】(付記項14) 前記可変プリズムが、液体屈折物質を用いた可変頂角プリズムであることを特徴とする付記項13の立体内視鏡。

(付記項15) 前記可変プリズムにより、幅角と、観察像を上下方向の2方向に調整できることを特徴とする付記項13の立体内視鏡。

【0118】(付記項16) 前記可変プリズムが、電圧により屈折率を可変可能な物質を用いて構成されていることを特徴とする付記項13の立体内視鏡。

(付記項13~16の従来技術) 特開平8-160316号公報に、スコープの挿入部を共有し、接眼部付近で瞳分割ミラーにより左右の光束に分離する硬性立体スコープで、瞳分割ミラーを平行移動することで、幅角を変化させ、観察視野の立体感を変更することができるものが開示されている。

【0119】(付記項13~16の解決しようとする課題) 特開平8-160316号公報の瞳分割ミラーを平行移動することで、幅角を変化させ、観察視野の立体感を変更するものは、瞳分割ミラーを非常に高精度にスライドさせなければ左右の像の上下の位置関係がずれ、立体的に観察できないという問題点を有する。

【0120】(付記項13~16の目的) 高精度な機構無しに、容易に幅角を調整することができる立体内視鏡装置。

(付記項13~16の課題を解決する手段および作用) 光束を曲げることが可能な可変プリズムを用いて幅角可変機構を構成する。可変プリズムは、頂角や屈折率の変化の割合に対し光束を曲げる率が小さいため、可変手段が高精度でなくても容易に幅角を微調することができる。

【0121】(付記項16の課題を解決する手段および作用) 電圧で光束の曲げ量を可変できるプリズムを用いることで、機械的な動作部分がないので、精密で信頼性の高い幅角調整機構を実現することができる。

【0122】(付記項1~16の効果) 視野変換内視鏡装置において、3CCDやハイビジョンや特殊観察カメラなどの大型のカメラを用いて、なおかつ小型に構成できる。

【0123】(付記項17) 内視鏡と、前記内視鏡の観察像一部または全部を撮像する撮像手段を備えた内視

鏡装置において、前記撮像手段内部に配置され、前記撮像手段の結像手段の光軸を偏向させる光軸偏向手段と、前記光軸偏向手段を制御して前記撮像手段の撮像範囲を変化させる制御手段とを具備したことを特徴とする内視鏡装置。

【0124】(付記項18) 前記光軸偏向手段は、液体屈折物質からなり、頂角を変化することが可能な可変頂角プリズムであることを特徴とする付記項17記載の内視鏡装置。

【0125】(付記項19) 前記光軸偏向手段は、屈折率が可変な物質からなることを特徴とする付記項17記載の内視鏡装置。

(付記項20) 前記光軸偏向手段は、一対の透明電極とこの透明電極の間に挟まれた液晶とからなり、前記透明電極に電圧をかけることにより、屈折率を変化させることを特徴とする付記項17記載の内視鏡装置。

【0126】(付記項21) 前記光軸偏向手段は、複数の一対の透明電極とこの透明電極の間に挟まれた液晶とからなり、前記複数の一対の透明電極ごとに電圧をかけることにより、部分ごとに屈折率を変化させることを特徴とする付記項17記載の内視鏡装置。

【0127】(付記項22) 前記光軸偏向手段は、透明電極とこの透明電極の間に挟まれた液晶からなる三角プリズムであることを特徴とする付記項20、または付記項21記載の内視鏡装置。

【0128】(付記項23) 前記光軸偏向手段は、透明電極とこの透明電極の間に挟まれた液晶からなる平行平面状プリズムであることを特徴とする付記項20、または付記項21記載の内視鏡装置。

【0129】(付記項24) 前記三角プリズムを複数個用いるとともに、少なくとも2個の前記三角プリズムの頂角が前記結像手段の光軸に対して90°回転した状態で配置されていることを特徴とする付記項22記載の内視鏡装置。

【0130】(付記項25) 内視鏡と、前記内視鏡と着脱可能であり、前記内視鏡の観察像の一部または全部を撮像する撮像手段を備えた内視鏡装置において、前記撮像手段内部に配置され、前記撮像手段の結像手段の光軸を変化させる光軸変化手段と、前記光軸変化手段を制御して前記撮像手段の撮像範囲を変化させる制御手段とを具備したことを特徴とする内視鏡装置。

【0131】(付記項26) 前記光軸変化手段は、液体屈折物質からなり、頂角を変化することが可能な可変頂角プリズムであることを特徴とする付記項25記載の内視鏡装置。

【0132】(付記項27) 前記光軸変化手段は、前記結像手段の光軸に対して平行移動可能なミラーであることを特徴とする付記項25記載の内視鏡装置。

(付記項28) 内視鏡と、前記内視鏡の観察像を撮像する撮像手段を備えた内視鏡装置において、前記撮像手

段内部に配置され、前記撮像手段に撮像する観察像の倍率を拡大する拡大光学系と、前記撮像手段内部で、前記拡大光学系の後方に配置され、左右で観察するために左右対象に配置された光路を有するステレオ画像撮影手段と、前記撮像手段内部に配置され、前記拡大光学系の光軸を変化させる光軸変化手段とを具備することを特徴とする内視鏡装置。

【0133】(付記項29) 前記光軸変化手段は、前記拡大光学系の光軸に対して平行移動可能な複数のミラーであることを特徴とする付記項28記載の内視鏡装置。

(付記項30) 前記光軸変化手段は、前記拡大光学系の光軸を偏向し、液体屈折物質からなり、頂角を変化することが可能な可変頂角プリズムであることを特徴とする付記項28記載の内視鏡装置。

【0134】(付記項31) 前記光軸偏向手段は、屈折率が可変な物質からなることを特徴とする付記項28記載の内視鏡装置。

(付記項32) 左右で観察するために左右対称に配置された2つの光路を有する立体内視鏡装置において、前記左右の像の幅縁角を変化するために、前記一方の光路に配置され、この光路の光軸を変更する光軸偏向手段と、前記光軸変更手段を制御する制御手段とを具備することを特徴とする内視鏡装置。

【0135】(付記項33) 前記光軸偏向手段は、液体屈折物質からなり、頂角を変化することが可能な可変頂角プリズムであることを特徴とする付記項32記載の内視鏡装置。

【0136】(付記項34) 前記光軸偏向手段は、屈折率が可変な物質からなることを特徴とする付記項32記載の内視鏡装置。

(付記項35) 前記光軸偏向手段は、一対の透明電極とこの透明電極の間に挟まれた液晶とからなり、前記透明電極に電圧をかけることにより、屈折率を変化させることを特徴とする付記項32記載の内視鏡装置。

【0137】

【発明の効果】本発明によれば観察光学系の光軸方向に対して入射光の角度を変化させる入射角変化要素と、この入射角変化要素による入射光の角度の変化量を制御する制御手段とを備えた内視鏡像移動手段を設け、入射角変化要素によって撮像手段に結像される内視鏡像の位置を変化させることで、撮像手段によって観察される内視鏡像の領域を可変するようにしたので、3CCDカメラや、HDTVカメラや、可視光外(赤外線・紫外線)カメラなど大型で重量の大きい撮像手段を用いた視野変換カメラの小型化を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の第1の実施の形態の内視鏡装置全体の概略構成図。

【図2】 (A)は第1の実施の形態の内視鏡装置の頂

角可変プリズムを示す斜視図、(B)は頂角可変プリズムの2枚のカバーガラスの軸支部を示す要部の縦断面図、(C)は頂角可変プリズムのアクチュエータの移動部材と一方のカバーガラス枠のピンとの係合部を示す斜視図。

【図3】 第1の実施の形態の内視鏡像の移動状態を示すもので、(A)は内視鏡像の移動前の状態を示す平面図、(B)は内視鏡像の移動後の状態を示す平面図。

【図4】 (A)は本発明の第2の実施の形態の内視鏡装置の要部の概略構成図、(B)は第2の実施の形態の内視鏡装置の液晶プリズムの概略構成図。

【図5】 (A)は第2の実施の形態の液晶プリズムの第1の変形例を示す概略構成図、(B)は第2の実施の形態の液晶プリズムの第2の変形例を示す概略構成図。

【図6】 第2の実施の形態の内視鏡装置の視野変換アダプタの変形例を示す要部の概略構成図。

【図7】 本発明の第3の実施の形態を示すもので、

(A)は内視鏡装置全体の概略構成図、(B)は3Dカメラを示す要部の概略構成図。

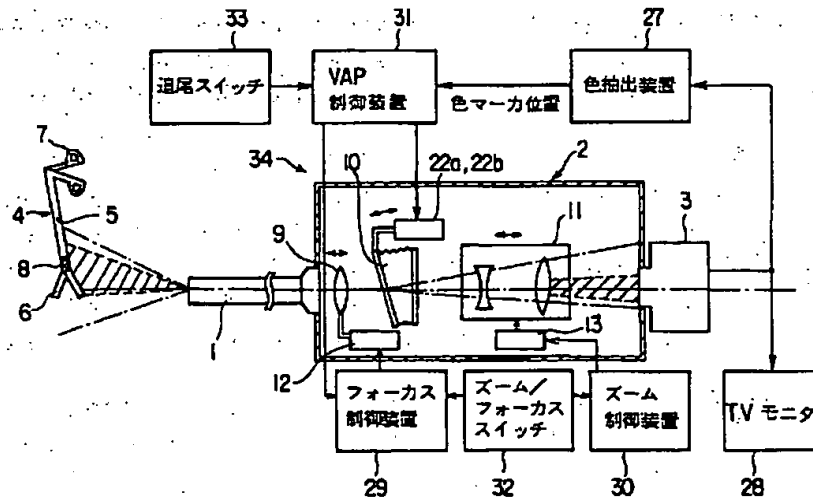
【図8】 本発明の第4の実施の形態の内視鏡装置の要部の概略構成図。

【図9】 本発明の第5の実施の形態の内視鏡装置全体の概略構成図。

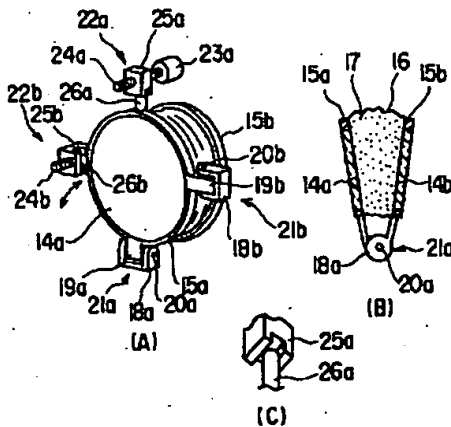
【符号の説明】

- 1 スコープ
- 2、41 視野変換アダプタ (結像手段)
- 3 TVカメラ
- 10、82 VAP (入射角変化要素)
- 31 VAP制御装置 (制御手段)
- 34 内視鏡像移動手段
- 42a、42b 液晶プリズム (入射角変化要素)
- 43 液晶プリズム制御装置 (制御手段)
- 81 3Dカメラ (結像手段)

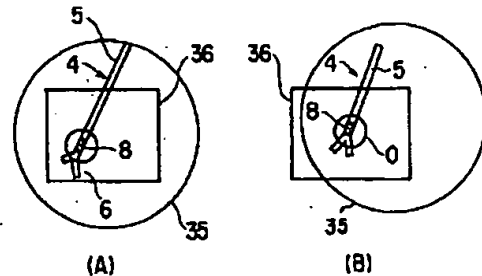
【図1】



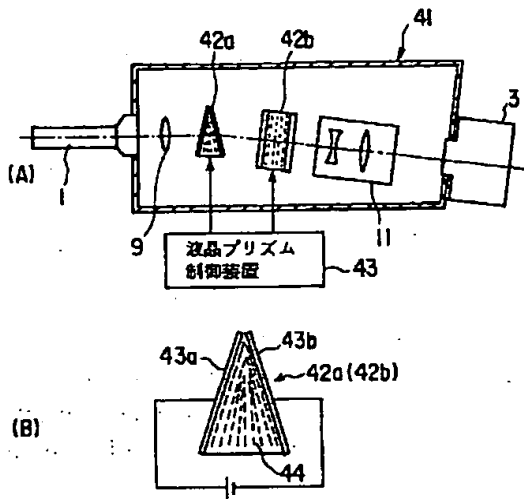
【図2】



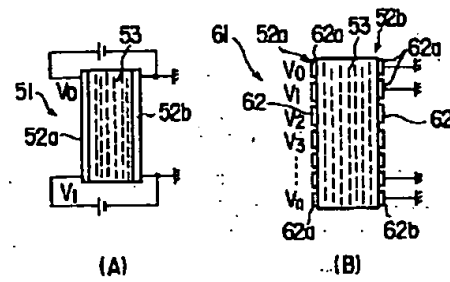
【図3】



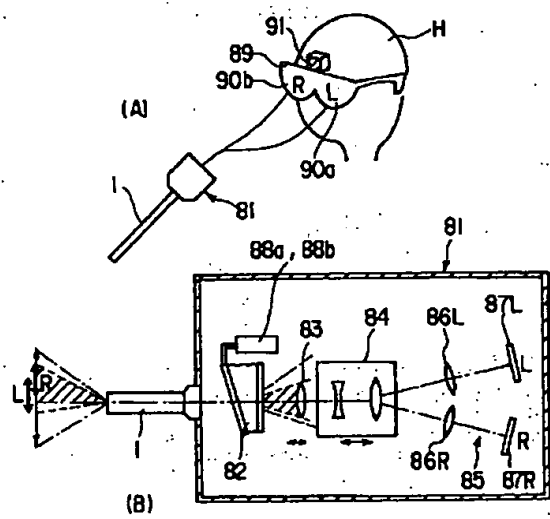
【図 4】



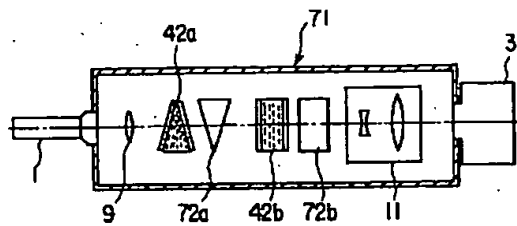
【図 5】



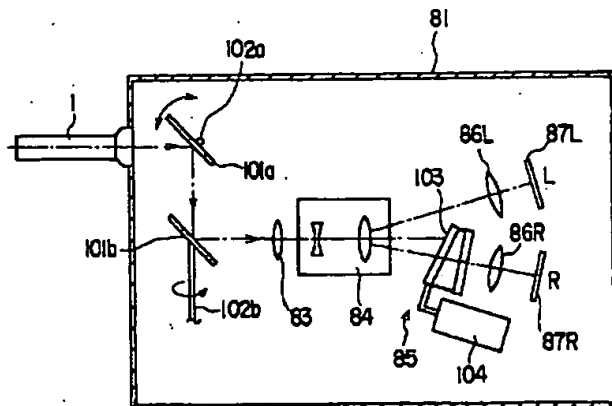
【図 7】



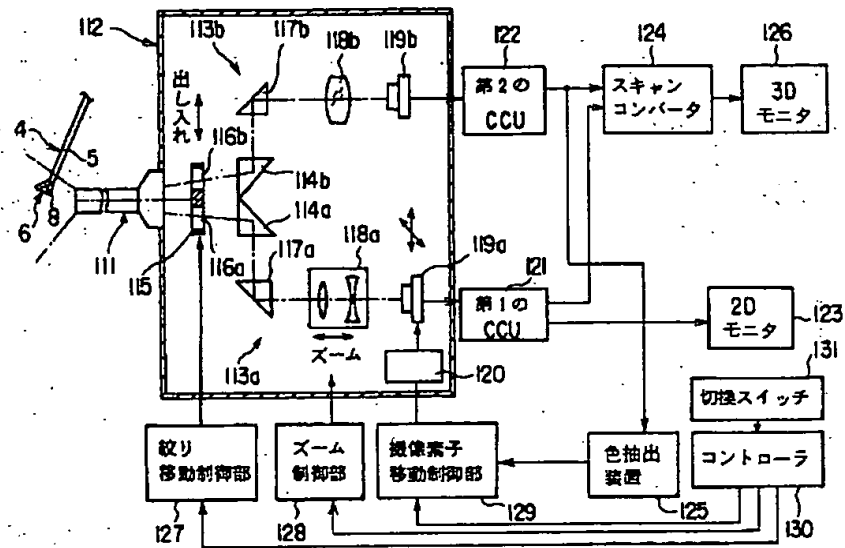
【図 6】



【図 8】



【図9】



ENDOSCOPE DEVICE

Japanese Unexamined Patent No. Hei-10-174673

Laid-open on: June 30, 1998

Application No. Hei-8-336897

Filed on: December 17, 1996

Applicant: Olympus Optical Co., Ltd.

Inventor: Akihiro HORII

Patent Attorney: Takehiko SUZUE, et al.

SPECIFICATION

[TITLE OF THE INVENTION]

Endoscope Device

[ABSTRACT]

[Object] It is the principal object of the present invention to provide an endoscope device which can realize miniaturization of visual field-converting cameras using large-sized and heavy-weight image pick-up means such as 3CCD cameras, HDTV cameras, invisible light (infrared/ultraviolet) cameras and the like.

[Solution Means] By providing, in a visual field converting adapter 2, an endoscopic image-shifting means 34 comprising

a VAP 10 for changing the angle of incident light with respect to the optical axis direction of an observation optical system and a VAP control device 31 for controlling the amount of change in the angle of incident light due to this VAP 10 and changing, by the VAP 10, the position of an endoscopic image which is formed in a CCD inside a TV camera 3, the region of the endoscopic image to be observed by the CCD can be varied.

[WHAT IS CLAIMED IS;]

[Claim 1] An endoscope device comprising an image-forming means for forming a part or the whole of an endoscopic image which is made incident into an observation optical system of an endoscope in an image pick-up means, wherein

provided with an endoscopic image-shifting means, which is interposed in said image-forming means, comprises an incident angle-varying factor for changing the angle of incident light with respect to the optical axis direction of said observation optical system and a control means for controlling the amount of change in the angle of said incident light due to the incident angle-varying factor, and can vary, by changing the position of an endoscopic image which is formed in said image pick-up means by said incident angle-varying factor, the region of the endoscopic image to be observed by said image pick-up means.

[DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION]

[0001]

[Field of the Invention] The present invention relates to an endoscope device which is used in an endoscopic surgical operation where while observing, by means of an endoscope, a treatment condition of an affected part by an operating tool inserted in the body cavity of a patient, the treatment operation is performed.

[0002]

[Prior Arts] In general, endoscopic surgery is known, wherein an operating tool and an endoscope are separately inserted into the body cavity of a patient, an image of the front end portion of the operating tool inserted in the body cavity is captured within the observation field of the endoscope, and while observing an treatment condition of an affected part by the operating tool by means of the endoscope, the treatment operation is performed.

[0003] As an endoscope device used in this type of endoscopic surgery, Japanese Unexamined Patent Publication No. Hei-6-30896 has been disclosed. According thereto, an endoscope is held by a robot arm and the position of the endoscope can be changed based on an operator's order. Thus, an assistant, who priorly had held the endoscope is released and the operator can freely change the visual field of the endoscope into his/her

desirable direction.

[0004] Meanwhile, the applicant of the present invention has filed, as an endoscope device, Japanese Patent Application No. Hei-7-115995, which had not yet published when the present application was filed. According to this endoscope device of the prior art, a technique employing a visual field converting endoscope camera wherein the visual field of the endoscope is freely converted without using a robot arm has been disclosed. Therein, by shifting a partial image pick-up optical system of the endoscope by an actuator, the image pick-up range of an image by the image pick-up optical system of the endoscope is changed.

[0005] Also, according to this endoscope device of the prior art, a movable part which moves a partial image pick-up optical system is disposed inside the endoscope camera device, therefore, unlike the case such that an external movable factor such as a robot arm is arranged outside the endoscope camera device, there is no possibility that when the external movable factor acts, this external movable factor may interfere with the operator, patient, peripheral devices and the like and safety is high. In addition, since this endoscope device of the prior art is small-sized and is used in place of a combination of an ordinal endoscope and a TV camera, handling

thereof is easy. Furthermore, in a condition where the front end of the forceps is detected and this forceps front end is tracked so that this forceps front end is always held at a desirable position such as the central position of a TV monitor screen or the like, the visual field of the endoscope can be converted, therefore, the position of the forceps front end is shifted in an arbitrary direction by the operator during surgery, thereby the visual field of the endoscope can be automatically converted and operation to convert the visual field of the endoscope is easy.

[0006] In addition, in Japanese Patent Application No. Hei-7-115995 as described above, an image pick-up element-shifting mechanism for shifting the image pick-up element in parallel by means of a stepping motor and feed screws has been disclosed. Furthermore, a method has been disclosed, wherein the range of an endoscopic image to be formed in an image pick-up element is changed by tilting the optical axis of the image pick-up optical system by means of a mirror interposed within the image pick-up optical system of an endoscope device.

[0007] In addition, currently, as a camera for endoscopic surgery, a small-sized camera employing a construction where only one small-sized CCD is disposed within the image pick-up optical system is mostly used. However, lately, useful but

large-sized cameras, that are 3CCD cameras where three independent CCDs are used for respective RGB colors for an improvement in picture quality of an endoscopic image, high-definition (HDTV) cameras where resolution that is two times as high as that of the prior arts or more is realized, highly sensitive image intensifier (II) cameras for observing feeble light in fluorescent observation and the like, or special observation cameras such as infrared cameras, ultraviolet cameras and the like, have been put into practical use.

[0008] In addition, in Japanese Unexamined Publication No. Sho-61-223819, an optical system has been disclosed, wherein a variable angle prism formed of a prism filled with fluid having high refractivity is used to compensate for hand-shaking in a video camera.

[0009] In addition, in Japanese Unexamined Publication No. Hei-2-148013, a method has been disclosed wherein the visual field direction of an optical system provided on the front end portion of a soft mirror is converted by means of a liquid crystal prism whose refractivity changes depending on the voltage.

[0010]

[Themes to be Solved by the Invention] In the device

according to Japanese Unexamined Patent Publication No. Hei-6-30896, there is a possibility that the robot arm holding the endoscope may interfere with the operator, patient, peripheral devices and the like. Furthermore, there is also a possibility that due to an unintended action of a robot, movement of the endoscope becomes unstable, and moreover, large-sized devices such as a robot arm and the like are used, therefore disadvantages in carriage, facilities installation, and sterilization exist.

[0011] In the device according to Japanese Unexamined Patent Publication No. Hei-7-115995, there are many advantages such that the device is highly safe, small-sized, and can be replaced by an ordinal endoscope and a TV camera. However, according to such a method as indicated therein, where the image pick-up element is shifted by the image pick-up element shifting mechanism using a stepping motor and feed screws, if the image pick-up element increases in size, the overall image pick-up element shifting mechanism increases in size, thus this is impractical. Therefore, devices which employ large-sized image pick-up elements such as 3CCD cameras, HDTV cameras, II cameras, invisible light cameras and the like have a problem such that the visual field converting function cannot be easily realized.

[0012] In the method employing a mirror, since it is unnecessary to shift an image pick-up element, it is possible to use a large-sized image pick-up element, however, a problem exists such that a drive mechanism of the mirror and the like increase in size and the overall camera becomes large.

[0013] The present invention is made in view of the above-described circumstances, and it is an object of the present invention to provide an endoscope device which can realize miniaturization of a visual field-converting cameras using large-sized and heavy-weight image pick-up means such as 3CCD cameras, HDTV cameras, invisible light (infrared/ultraviolet) cameras and the like.

[0014]

[Means for Solving Themes] The present invention provides an endoscope device comprising an image-forming means for forming a part or the whole of an endoscopic image which is made incident into an observation optical system of an endoscope in an image pick-up means, wherein

provided with an endoscopic image-shifting means, which is interposed in said image-forming means, comprises an incident angle-varying factor for changing the angle of incident light with respect to the optical axis direction of said observation optical system and a control means for controlling the amount

of change in the angle of said incident light due to the incident angle-varying factor, and can vary, by changing the position of an endoscopic image which is formed in said image pick-up means by said incident angle-varying factor, the region of the endoscopic image to be observed by said image pick-up means. Thus, the angle of incident light of an endoscopic image formed by the image pick-up means is varied by the incident angle-varying factor in the up-and-down, right and left directions with respect to the optical axis of the observation optical system to change the position of the endoscopic image formed in the image pick-up means, whereby the region of the endoscopic image to be observed by the image pick-up means can be varied.

[0015]

[Preferred Embodiment] Hereinafter, a first embodiment of the present invention will be described in detail with reference to Fig. 1 through Figs. 3 (A) and (B). Fig. 1 shows a schematic construction of the overall endoscope device according to the present embodiment. In the endoscope device of the present embodiment, a direct vision-type hard scope (endoscope) 1 such as, for example, an abdominoscope which is inserted into the body cavity of a patient and observes the inside of the body cavity is provided. To this scope 1, a TV camera 3 is detachably

attached via a visual field converting adapter (image-forming means) 2. A CCD (image pick-up means) (unillustrated) is built in this TV camera 3.

[0016] In addition, forceps 4 are inserted into the body cavity of the patient from another position, that is different from that of the scope 1. In said forceps 4, a slender shaft-like inserting portion 5 to be inserted into the body cavity of the patient, an openable/closable operating portion 6 disposed on the front end portion of this inserting portion 5, and a grip portion 7 on the hand-proximate side which is disposed on the base end portion of the inserting portion 5 are provided. Furthermore, a color marker 8 is provided on the operating portion 6 on the front end of said forceps 4. For this color marker 8, green or blue, which is rare in the body cavity, is used.

[0017] In addition, inside the visual field converting adapter 2, a focus lens 9, a variable angle prism (VAP) 10 as an incident angle-varying factor, and a zoom lens 11 are lined up in order along the optical axis of the observation optical system of the scope 1. Herein, the lens surface on the front side of the focus lens 9 is arranged to be isolated from and opposed to the observation optical system of the scope 1, and the lens surface on the rear side of the zoom lens 11 is arranged

to be isolated from and opposed to the TV camera 3.

[0018] In addition, the focus lens 9 is connected to a focusing drive means 12. By this focusing drive means 12, the focus lens 9 is shifted in the back and forth direction along the optical axis of the observation optical system of the scope 1, thus making it possible to adjust focusing on an observation image of the scope 1.

[0019] Furthermore, the zoom lens 11 is connected to a zooming drive means 13. Herein, in the zoom lens 11, a plurality of composite lenses are lined up along the optical axis in a lens unit. By the zooming drive means 13, the component lenses in the lens unit of the zoom lens 11 are shifted in the back and forth direction along the optical axis in the lens unit, thus making it possible to adjust zooming in on an observation image of the scope 1.

[0020] In addition, the VAP 10 is constructed as shown in Figs. 2(A)-(C). Namely, as shown in Fig. 2(B), two circular cover glass sheets 14a and 14b are provided on this VAP 10. Between frame bodies 15a and 15b of these cover glass sheets 14a and 14b, an extendable roughly cylindrical bellows portion 16 is fitted. Furthermore, fluid 17 having high refractivity is filled in a space shielded between two circular cover glass sheets 14a and 14b and the bellows portion 16.

[0021] In addition, as shown in Fig. 2(A), roughly U-shaped two bearing portions 18a and 18b are provided on the frame body 15b of one cover glass sheet 14b. These bearing portions 18a and 18b are arranged at positions which are distant by 90° in the circumferential direction of the frame body 15b.

[0022] Furthermore, protruding portions 19a and 19b to be inserted into the respective bearing portions 18a and 18b are provided in a protruding condition on the frame body 15a of the other cover glass sheet 14a. The respective protruding portions 19a and 19b are pivotally supported so as to be rotatable around rotation axes 20a and 20b fitted on the respective bearing portions 18a and 18b. Thus, by the pivotal support portions between the respective projecting portions 19a and 19b and the respective bearing portions 18a and 18b, two shaft portions 21a and 21b of the VAP 10 are formed.

[0023] Two actuators 22a and 22b of the VAP 10 are provided on the opposite sides of the pivotal support portions 21a and 21b of the frame bodies 15a and 15b of the respective cover glass sheets 14a and 14b. Since these two actuators 22a and 22b are of identical construction, herein, the construction of one actuator 22a is only described, and in terms of identical portions of the other actuator 22b, an additional character of b is added to the identical numbers and a description thereof

will be omitted.

[0024] Namely, a drive motor 23a fixed on the side of one frame body 15b is provided on the actuator 22a. The base end portion of a male screw member 24a is connected to this drive motor 23a. Furthermore, on the side of the other frame body 15a, a nut member 25a to be screwed with the male screw member 24a is connected via a support pin 26a.

[0025] When one actuator 22a is driven, at a moment when the male screw member 24a is driven to rotate by the drive motor 23a, the nut member 25a is driven to advance and retract in the axial direction of the male screw member 24a by a screwing advance action between the male screw member 24a and the nut member 25a, whereby the VAP 10 is driven to rotate around one shaft portion 21a and the apex angle between the two cover glass sheets 14a and 14b of the VAP 10 becomes variable. When the other actuator 22b is driven, similarly, the VAP 10 is driven to rotate around the other shaft portion 21b and the apex angle between the two cover glass sheets 14a and 14b of the VAP becomes variable. Thus, the VAP 10 becomes a prism where the apex angle between the two cover glass sheets 14a and 14b is variable and the angle of incident light can be changed with respect to the optical axis direction of the observation optical system of the scope 1. In addition, in the construction of Fig. 2(A),

the direction of incident light can be changed in the direction of the two vertical axes.

[0026] In addition, the TV camera 3 is connected to a color extracting device 27 and a TV monitor 28, respectively. Herein, an output signal from a CCD inside the TV camera 3 is inputted into the TV monitor 28. Then, an endoscopic image observed by the scope 1 is displayed on the TV monitor 28. Furthermore, the output signal from the CCD is also inputted into the color extracting device 27. Then, the position of the color marker 8 on the front end of the forceps 4 is detected in the endoscopic image observed by the scope 1.

[0027] In addition, the focusing drive means 12 within the visual field converting adapter 2 is connected to a focusing control device 29, the zooming drive means 13 is connected to the zooming control device 30, and the two VAP actuators 22a and 22b of the VAP are connected to a VAP control device (control means) 31. Herein, a zooming/focusing switch 32 is interposed between the focusing control device 29 and the zooming control device 30. Furthermore, the color extracting device 27, the focusing control means 29, and a tracking switch 33 are connected to the VAP control device 31, respectively. In addition, the tracking switch 33 and the zooming/focusing switch 32 are attached on a peripheral part of the grip portion

7 of the forceps 4.

[0028] Then, an output signal from the color extracting device 27 is inputted into the VAP control device 31. Furthermore, the output signal from the VAP control device 31 is inputted into the focusing control device 29 and the two actuators 22a and 22b of the VAP 10. Then, the two VAP actuators 22a and 22b of the VAP 10 are controlled by the VAP control device 31 and an endoscopic image-shifting means 34 for varying the region of an endoscopic image to be observed by the CCD within the TV camera 3 is formed by the VAP 10 and the VAP control device 31.

[0029] Now, actions with the above-described construction will be described. First, when the endoscope device according to the present embodiment is in use, the incident light of an endoscopic image to be observed by the scope 1 passes through the focus lens 9, the VAP 10, and the zoom lens 11 within the visual field converting adapter 2 and is image-formed in an image pick-up element such as the CCD within the TV camera 3.

[0030] Herein, as shown in Fig. 3(A), since an endoscopic image 35 of the scope 1 is enlarged by the zoom lens 11, an imaging part 36 to be imaged by the CCD within the TV camera 3 becomes a part of the whole endoscopic image 35.

[0031] In addition, when the VAP 10 is driven, at least one

of the two actuators 22a and 22b of the VAP 10 is driven by the VAP control device 27. Accordingly, the apex angle of the VAP 10 is changed and the direction of the incident light which is made incident into the zoom lens 11 is tilted in, with respect to the optical axis, at least one of two directions, that are, in Fig. 1, the up-and-down direction of the paper surface and the right and left direction which is vertical to the paper surface. At this time, in accordance with a change in the apex angle of the VAP 10, the imaging part 36 of the endoscopic image 35 of the scope 1 to be formed in the CCD shifts. As a result, an endoscopic image in a condition as if the direction of the scope 1 were changed can be obtained.

[0032] In addition, during observation through the scope 1, the position of the color marker 8 at the front end of the forceps is detected in the endoscopic image of the scope 1 by the color extracting device 27. If hue and chroma saturation are used for this color detection, the color can be detected irrespective of brightness.

[0033] In this condition, when the tracking switch 33 is pressed, the apex angle of the VAP 10 is calculated by the VAP control device 31 so that the color marker 8 is arranged at the center of the picture of the imaging part 36 of the endoscopic image 35, and the two actuators 22a and 22b of the

VAP 10 are controlled. Thus, the apex angle of the VAP 10 is changed and, as shown in Fig. 3(B), the color marker 8 is shifted to the central position O of the picture of the imaging part 36 of the endoscopic image 35.

[0034] Herein, when the apex angle of the VAP 10 is changed, the optical path length of the endoscopic image 35 in the visual field converting adapter 2 changes, therefore, an order is issued so that the amount of change in the optical path length due to the VAP control device 31 is compensated by driving the focus lens 9 by the focusing control device 29.

[0035] In addition, when the zooming/focusing switch 32 is operated, a control signal is outputted to the focusing control device 29 and the zooming control device 30, respectively, and by the focusing drive means 12 and the zooming drive means 13 thereof, the focusing position and zooming position are varied.

[0036] Therefore, according to the device of the above-described construction, the following effects are provided. Namely, by providing, in the visual field converting adapter 2, the endoscopic image-shifting means 34 comprising a VAP 10 for changing the angle of incident light with respect to the optical axis direction of an observation optical system and the VAP control device 31 for controlling the amount of change in the angle of incident light due to this VAP 10 and changing,

by the VAP 10, the position of the region (imaging part 36) of the endoscopic image 35 which is formed in the CCD inside the TV camera 3, the region (imaging part 36) of the endoscopic image 35 to be observed by the CCD in the TV camera 3 can be varied, therefore, without changing the position of the scope 1, the visual field (imaging part 36) of the endoscopic image of the scope 1 can be shifted according to operator's will. Thus, the assistant is released from the operation with the scope 1 and also the operator can change the visual field of the endoscopic image of the scope 1 without problems, whereby the operability of the scope 1 can be enhanced compared to the prior arts.

[0037] In addition, since the visual field (imaging part 36) of the endoscopic image 35 of the scope 1 can be shifted in a condition where the CCD in the TV camera 3 remains fixed at a set position, large TV cameras such as a 3CCD camera or a high-definition camera can be used. Furthermore, unlike the case where the CCD is shifted, since wiring such as an image cable and the like do not move, durability is high.

[0038] In addition, Figs. 4 (A) and (B) show a second embodiment of the present invention. The present invention is provided by modifying the construction of the visual field converting adapter 2 of the first embodiment (refer to Fig.

1 through Figs. 3 (A) and (B)) as follows.

[0039] Namely, in a visual field converting adapter 41 of the present embodiment, the VAP 10 of the first embodiment is replaced with two liquid crystal prisms 42a and 42b and also the VAP actuators 22a and 22b and the VAP control device 31 of the first embodiment are replaced with a liquid crystal prism control device 43, respectively. Excluding these, a construction which is the same as that of the first embodiment is employed.

[0040] In addition, the liquid crystal prisms 42a and 42b are each of a construction where, as shown in Fig. 4(B), TN liquid crystal 44 is inserted in a space between a pair of flat plate-like transparent electrodes 43a and 43b disposed on two sides of a roughly triangular shape. Herein, on the liquid crystal side planes of the respective transparent electrodes 43a and 43b, rubbings which are, respectively, tilted by 90° have been applied.

[0041] Furthermore, in the present embodiment, the direction of the incident light which is made incident into the zoom lens 11 in the visual field converting adapter 2 is changed, with respect to the optical axis, in two directions that are the up-and-down direction and the right and left direction, therefore, the device is used in an arrangement

where the direction of the two liquid crystal prisms 42a and 42b is turned by 90° with respect to the optical axis.

[0042] During non-electric conduction, the major axes of liquid crystal molecules of the TN liquid crystal 44 in the respective liquid crystal prisms 42a and 42b are parallel to the substrates of the respective transparent electrodes 43a and 43b, and during electric conduction, the major axes of the liquid crystal molecules become vertical to the substrates of the respective transparent electrodes 43a and 43b, thus refractivity changes. At this time, by changing voltage applied to the respective transparent electrodes 43a and 43b, refractivity can be continuously varied. Furthermore, since changes in refractivity of the respective liquid crystal prisms 42a and 42b occur due to abnormal light, a polarizing plate is provided on the incidence side transparent electrode 43a of the respective liquid crystal prisms 42a and 42b.

[0043] Therefore, according to the device of the above-described construction, the following effects are provided. Namely, in the present embodiment, since the two liquid crystal prisms 42a and 42b are used as incident angle-varying factors, by changing voltage applied to the transparent electrodes 43a and 43b of the respective liquid crystal prisms 42a and 42b and continuously varying the refractivity, the angle of the

incident light of the endoscopic image formed in the CCD in the TV camera 3 can be changed. Accordingly, in the present embodiment, as well, effects that are the same as those of the VAP 10 of the first embodiment can be obtained.

[0044] Furthermore, in the present embodiment, unlike the VAP 10 of the first embodiment, it is unnecessary to especially use a mechanical drive part corresponding to the VAP actuator 22a and 22b which change the apex angle between the two cover glass sheets 14a and 14b, therefore the whole visual field converting adapter 41 can be made compact and this provides advantages in durability and maintenance.

[0045] In addition, Fig. 5(A) shows a first modification of the liquid crystal prisms 42a and 42b of the second embodiment. A liquid crystal prism 51 of the present modification is of a construction where TN liquid crystal 53 is interposed between parallel transparent electrodes 52a and 52b, which are arranged so as to be isolated from and opposed to each other. Furthermore, the transparent electrodes 52a and 52b of the liquid crystal prism 51 of the present modification are formed by resistance elements. Then, by continuously changing voltage applied to the transparent electrodes 52a and 52b, the refractivity of the liquid crystal prism 51 can be continuously changed, thus a prism equivalent

to the liquid crystal prisms 42a and 42b of the second embodiment can be constructed.

[0046] In addition, Fig. 5(B) shows a second modification of the liquid crystal prisms 42a and 42b of the second embodiment. A liquid crystal prism 61 of the present modification is provided by modifying the transparent electrodes 52a and 52b of the liquid crystal prism 51 of the first modification (refer to Fig. 5(A)) as follows. Namely, in the present modification, electrode plates 62 of the transparent electrodes 52a and 52b are subdivided into strip shapes and a voltage that is different for each subdivided electrode factors 62a is applied. In this case, as well, effects that are the same as those of the liquid crystal prisms 51 of the first modification can be obtained.

[0047] In addition, Fig. 6 shows a modification of the visual field converting adapter 41 of the endoscope device of the second embodiment (refer to Figs. 4 and Figs. 5 (A) and (B)). In a visual field converting adapter 71, compensating prisms 72a and 72b for compensating for the angle of the optical path which curves at the respective liquid crystal prisms 42a and 42b are provided on the emitting light path side of the two liquid crystal prisms 42a and 42b of the visual field converting adapter 41 of the second embodiment. In this case, shifting

of the optical axis of the optical path in the visual field converting adapter 71 from the optical axis direction of the scope 1 due to the liquid crystal prisms 42a and 42b can be compensated and the TV camera 3 can be arranged in a straight line along the optical axis direction of the scope 1.

[0048] In addition, Figs. 7(A) and (B) show a third embodiment of the present invention. In the present embodiment, in place of the visual field converting adapter 2 and the TV camera 3 of the first embodiment (refer to Fig. 1 through Figs. 3(A) and (B)), a 3D camera 81 having a visual field converting function is provided and this 3D camera 81 is attached to the scope 1.

[0049] Inside the 3D camera 81, a VAP 82 as an incident angle-varying factor, a focus lens 83, and a zoom lens 84 are lined up in order along the optical axis of the observation optical system of the scope 1.

[0050] Furthermore, on the emitting light path side of the zoom lens 84, a pupil dividing optical system 85 for dividing parallax between right and left is disposed. In this pupil dividing optical system 85, a pair of left and right image-forming lenses 86L and 86R and a pair of left and right image pick-up elements 87L and 87R, which are independent respectively, are provided. In addition, the VAP 82 is driven

by two actuators 88a and 88b which are similar in construction to the two actuators 22a and 22b of the first embodiment.

[0051] In addition, as shown in Fig. 7(B), a HMD (head mount display) 89 is mounted on the head portion H of a user (operator). Left and right liquid crystal displays 90a and 90b and a gyro sensor 91 are provided on this HMD. Herein, the liquid crystal displays 90a and 90b of the HMD 89 are connected to the left and right image pick-up elements 87L and 87R via a CCU (camera control unit) (unillustrated).

[0052] Now, actions with the above-described construction will be described. When the endoscope device of the present embodiment is used, incident light of an endoscopic image to be observed by the scope 1 is, after the direction of the optical path is bent by the VAP 82 within the 3D camera 81, made incident into the zoom lens 84 through the focus lens 83.

[0053] Furthermore, the endoscopic image from the scope 1 to be emitted from the zoom lens 84 is formed in the left and right image pick-up elements 87L and 87R, respectively, as images having parallax between the right and left by the left and right image-forming lenses 86L and 86R.

[0054] The images of the left and right image pick-up elements 87L and 87R of the 3D camera 81 are displayed on the liquid crystal displays 90a and 90b of the HMD 89 by the CCU

and an endoscopic image within the observation field of the scope 1 is stereoscopically observed. At this time, up-and-down, rightward and leftward movements of the head portion H of the operator carrying out observation are detected by the gyro sensor 91 of the HMD 89. By driving the VAP 82 according to a detection signal from this gyro sensor 91, the observation field of the scope 1 to be displayed on the liquid crystal displays 90a and 90b of the HMD 89 can be changed in response to the movement of the head portion H of the operator. Therefore, the operator can observe a stereoscopic image of the inside of the body cavity with the sensation as if he/she were actually visually observing the part to be treated inside the body cavity.

[0055] Accordingly, in the device of the above-described construction, the VAP 82 as an incident angle-varying factor is disposed in the 3D camera 81, therefore, similar to the first embodiment, without changing the position of the scope 1, the visual field of the endoscopic image of the scope 1 can be shifted according to the operator's will and the operability of the scope 1 can be enhanced compared to the prior arts. Moreover, in particular, the present embodiment has an effect such that a 3D scope system capable of converting the visual field can be constructed.

[0056] In addition, Fig. 8 shows a fourth embodiment of the present invention. In the present embodiment, the direction of the optical path in the 3D camera 81 is changed by, in place of the VAP 82 if the third embodiment (refer to Figs. 7(A) and (B)), two mirrors 101a and 101b, whereby the position of an endoscopic image of the scope 1 is changed.

[0057] Furthermore, the two mirrors 101a and 101b are attached to rotation axes 102a and 102b of a rotating actuator such as a stepping motor and the rotation angles can be controlled. Herein, one first mirror 101a is attached to the rotation axis 101a, which is vertical to the paper surface. This first mirror 101a rotates around the rotation axis 102a, whereby the direction of the optical path in the 3D camera 81 can be turned in the up-and-down direction of Fig. 8.

[0058] Also, the other second mirror 101b is attached to the rotation axis 102b, which is provided by extending in the up-and-down direction of Fig. 8. This second mirror 101b rotates around the rotation axis 102b, whereby the direction of the optical path in the 3D camera 81 can be turned in the right and left direction of Fig. 8.

[0059] In addition, in the present embodiment, a VAP 103 which changes the direction of the endoscopic image only in one direction is provided between the zoom lens 84 of the third

embodiment and the right image-forming lens 86R. This VAP 103 is connected to a VAP actuator 104. The direction of the endoscopic image which is imaged on the right image pick-up element 87R is fine-adjusted by this VAP 103. Thereby, when changing the angle of convergence (difference in the direction of visual fields to be observed) of the 3D scope, the relationship between the angle of convergence and a stereoscopic effect, which is different among individuals, can be compensated.

[0060] Therefore, in the device of the above-described construction, not only can effects similar to those of the third embodiment be obtained, but also in the present embodiment, in particular, the VAP 103, which changes the direction of the endoscopic image in only one direction, is provided between the zoom lens 84 and the right image-forming lens 86R, therefore, a 3D scope system where the angle of convergence is controllable and the visual field is convertible can be constructed. Accordingly, the direction of the endoscopic image to be imaged on the right image pick-up element 87R by the VAP 103 is fine-adjusted, whereby an effect is provided such that the relationship between the angle of convergence and a stereoscopic effect, which is different among individuals, can be compensated.

[0061] In addition, Fig. 9 shows a fifth embodiment of the present invention. In the present embodiment, a 3D scope system and a visual field converting system can be selectively changed over for use.

[0062] Namely, in the endoscope device of the present invention, as shown in Fig. 9, a camera head 112 where a 3D scope system and a visual field converting system can be selectively changed over for use is detachably attached to a direct vision-type hard scope 111 such as, for example, an abdominoscope. In this camera head 112, two left and right optical systems 113a and 113b are provided.

[0063] Herein, first prisms 114a and 114b for dividing the endoscopic image from the scope 111 into the left and right optical systems 113a and 113b are disposed at a coupling portion of the scope 111 onto the observation optical system in the camera head 112.

[0064] In addition, a diaphragm plate 115 which is insertable and withdrawable into and from the optical path is disposed between the first prisms 114a and 114b and the observation optical system of the scope 111. On this diaphragm plate 115, two diaphragm opening portions 116a and 116b which correspond to right and left human pupils are formed.

[0065] Furthermore, in the left optical system 113a, a second

prism 117a which totally reflects light from the first prism 114a side at a right angle, a left-eye zoom lens 118a, and a left-eye image pick-up element 119a are provided. Herein, the left-eye image pick-up element 119a is fitted to an image pick-up element shifting mechanism 120. Then, by this image pick-up element shifting mechanism 120, the left-eye image pick-up element 119a is supported so as to be shiftable upward, downward, rightward, and leftward with respect to the optical axis.

[0066] In addition, in the right optical system 113b, a second prism 117b which totally reflects light from the first prism 114b side at a right angle, a right-eye lens 118b, and a right-eye image pick-up element 119b are provided.

[0067] Furthermore, the left-eye image pick-up element 119a is connected to the input end of a first CCU 121 and the right-eye image pick-up element 119b is connected to the input end of a second CCU 122. Herein, a 2D monitor 123 as a general two-dimensional TV monitor and a scan converter 124 are connected to the output end of the first CCU 121, respectively.

[0068] In addition, the scan converter 124 and a color extracting device 125 are connected to the output end of the second CCU 122, respectively. Furthermore, the output end of the scan converter 124 is connected to a 3D monitor 126 which

can carry out a three-dimensional (3D) display.

[0069] In addition, a drive mechanism (unillustrated) of the diaphragm plate 115 is connected to a diaphragm control portion 127. By this diaphragm control portion 127, insertion and withdrawal of the diaphragm plate 115 into and from the optical path are controlled.

[0070] In addition, a drive mechanism (unillustrated) of the zoom lens 118a is connected to a zooming control portion 128. By this zooming control portion 128, zooming movement of the zoom lens 118a is controlled.

[0071] In addition, the image pick-up element shifting mechanism 120 is connected to an image pick-up element shifting mechanism control portion 129. Furthermore, the color extracting device 125 is connected to the image pick-up element shifting mechanism control portion 129. By this image pick-up element shifting mechanism control portion 129, the movement of the left-eye image pick-up element 119a for shifting upward, downward, rightward, and leftward with respect to the optical axis is controlled.

[0072] In addition, the diaphragm control portion 127, the zooming control portion 128, and the image pick-up element shifting control portion 129 are connected to a controller 130 which outputs an order signal to each thereof. Furthermore,

a changeover switch 131 for changing over between the 3D scope system and visual field converting system is connected to this controller 130.

[0073] Now, actions with the above-described construction will be described. When the endoscope device according to the present embodiment is used, first, either the 3D scope system or visual field converting system is selected by operating changeover switch 131.

[0074] Herein, if the 3D scope system is selected by the changeover switch 131, control signals to be outputted from the controller 130 are inputted into the diaphragm shifting control portion 127, the zooming control portion 128, and the image pick-up element shifting control portion 129, respectively. Then, by the diaphragm shifting control portion 127, the diaphragm plate 115 is inserted into the optical path leading from the scope 111. Furthermore, the zoom lens 118a is set to a magnification which is the same as that of the right-eye lens 118b by the zooming control portion 128 and the driving amount of the image pick-up element shifting mechanism 120 is set by the image pick-up element shifting control portion 129. At this time, the driving amount of the image pick-up element shifting mechanism 120 is set so that the center of the left-eye image pick-up element 119a coincides with the

optical axis of the left eye side optical system 113a. In this condition, the following actions such as a 3D scope system are carried out.

[0075] When the device is operating as a 3D scope system as such, light (an endoscopic image) from the scope 111 is divided into the left and right optical paths, which correspond to the parallax between the left and right eyes, by the diaphragm plate 115, the first prisms 114a and 114b and the second prisms 117a and 117b. At this time, the light (an endoscopic image) which has been made incident into the left optical system 113a passes through one diaphragm aperture portion 116a of the diaphragm plate 115, the first prism 114a, the second prism 117a, and the left-eye zoom lens 118a, in order, and is image-formed in the left-eye image pick-up element 119a. Furthermore, the light (an endoscopic image) which has been made incident into the right optical system 113b passes through the other diaphragm aperture portion 116b of the diaphragm plate 115, the first prism 114b, the second prism 117b, and the right-eye lens 118b, in order, and is image-formed in the right-eye image pick-up element 119b.

[0076] In addition, the endoscopic image which has formed in the left-eye image pick-up element 119a is converted into a picture signal, then inputted into the first CCU 121.

Similarly, the endoscopic image which has formed in the right-eye image pick-up element 119b is converted into a picture signal, then inputted into the second CCU 122. Then, the image data, which has been image-formed in the left-eye image pick-up element 119a and the right-eye image pick-up element 119b and converted to picture signals which correspond to the left and right eyes, passes through the first CCU 121 and the second CCU 122 and is inputted into the scan converter 124. Image signals are generated by this scan converter 124 so that a left picture or a right image is alternately displayed on each screen, and an image is displayed on the 3D monitor 126.

[0077] Additionally, a liquid crystal filter (unillustrated) whereby the polarizing direction from the screen changes according to a changeover of the image signals is fitted on the screen of the 3D monitor 126. Then, the operator, who is wearing glasses containing polarizing plates which are different in the polarizing surface between the left and right eyes, visually checks a screen display on the 3D monitor 126, thereby enabling the scope 111 to stereoscopically observe the endoscopic image.

[0078] Herein, the magnification of the left-eye zoom lens 118a can be changed and used for fine adjustment the

magnification for both left and right eyes, and it is also possible to adjust the visual field angle of stereoscopic vision by slightly shifting the position of the left-eye image pick-up element 119a.

[0079] Meanwhile, if the visual field converting system is selected by the changeover switch 131, a control signal to be outputted from the controller 130 is inputted into the diaphragm shifting control portion 127, and by this diaphragm control portion 127, the diaphragm plate 115 is extracted and removed from the optical path leading from the scope 111 and shifted to a position distant from this optical path. In this condition, the following actions such as a visual field converting system are carried out.

[0080] When the device is operating as a visual field converting system as such, light (an endoscopic image) from the scope 111 is divided into two optical paths by the first prisms 114a and 114b and the second prisms 117a and 117b.

[0081] At this time, the light (an endoscopic image) which has been made incident into the right optical system 113b passes through the first prism 114b, the second prism 117b, and the lens 118b, in order, and is image-formed in the image pick-up element 119b. In this image pick-up element 119b, an endoscopic image of the whole visual field of the scope 111

has been formed.

[0082] In addition, the light (an endoscopic image) which has been made incident into the left optical system 113a passes through the first prism 114a, the second prism 117a, and the zoom lens 118a, in order, and is image-formed in the image pick-up element 119a. In this case, in the image pick-up element 119a, a partial endoscopic image which was enlarged by the zoom lens 118a has been formed. Then, by changing the position for cutting out the endoscopic image by the image pick-up element shifting mechanism 120, the visual field of the endoscopic image to be displayed on the 2D monitor 123 can be modified.

[0083] In addition, an output signal from the second CCU 122 is inputted into the color extracting device 125, which performs color extraction indicated in the first embodiment. The output signal from this color extracting device 125 is inputted into the image pick-up element shifting control portion 129, which controls the image pick-up element shifting mechanism 120. At this time, the position of the color marker 8 on the front end portion of the forceps 4 in the image is detected from the picture signal to be sent from the second CCU 122 to the color extracting device 125, whereby the position of the forceps 4 in the endoscopic image is obtained. In

response to said position, by controlling the movement of the image pick-up element shifting mechanism 120 so that the position of the color marker 8 is arranged at the central portion of the image pick-up element 119a by the image pick-up element shifting control portion 129, the visual field of the endoscopic image is converted so that, on the screen of the 2D monitor 123, the forceps 4 are arranged at the central position.

[0084] Therefore, in the device with the above-described construction, the following effects can be obtained. Namely, the camera head 112 where the 3D scope system and the visual field converting system can be selectively changed over for use is detachably attached to the scope 111 and it is made possible to select either the 3D scope system or visual field converting system by operating the changeover switch 131, thus the 3D scope system and the visual field converting system can be selectively changed over as the need arises for use.

[0085] In addition, when the device is used as a 3D scope system, by setting the driving amount of the image pick-up element shifting mechanism 120 by the image pick-up element shifting control portion 129, an adjustment of the angle of convergence can be easily carried out.

[0086] Furthermore, when the device is used as a visual field

converting system, even if an image of the front end portion of the forceps 4 does not exist on the screen of the 2D monitor 123, tracking is possible so that the visual field of the endoscopic image is converted so that the front end portion of the forceps 4 is arranged at the screen central position of the 2D monitor 123.

[0087] However, the present invention is not limited to the above-mentioned embodiments and as a matter of course, it can be embodied in various forms without departing from the scope of the invention. Now, other characteristic technical matters are appended as follows.

[0088] Appendixes

(Appendix 1) An endoscope device comprising an endoscope, an image pick-up device, an image-forming means forming a part or the whole of an observation image in the image pick-up means, and in said image-forming means, a variable prism for changing the angle of a light beam from the endoscope up-and-down, right and left directions with respect to the optical axis direction and a control means for controlling the amount of change in the light beam angle of the variable prism, wherein

by changing the position of an endoscopic image to be formed in the image pick-up means by said variable prism, the region of the endoscopic image to be observed by the image pick-up

means can be varied.

[0089] (Appendix 2) An endoscope device as set forth in Appendix 1, wherein

the variable prism is a variable angle prism using a fluid refractive substance.

(Appendix 3) An endoscope device as set forth in Appendix 1, wherein

the variable prism is constructed by using a substance which can vary the refractive index.

[0090] (Problem to be solved by Appendix 3) In the method of Japanese Unexamined Patent Publication No. Hei-7-115995, wherein an image pick-up element is shifted on a plane by a mechanism using a stepping motor and feed screws and in the method using a mirror, since a drive mechanism such as the image pick-up element and the mirror is necessary, there is a problem in that providing reliability equivalent to that of a camera without a mechanical drive mechanism is difficult.

[0091] (Object of Appendix 3) To realize a visual field-converting camera having high reliability.

(Means for solving the problem of Appendix 3 and Actions) By means of a prism which changes the direction in which a light beam curves by electrically converting the refractive index, the position of an endoscopic image to be formed in the image

pick-up means is changed.

[0092] (Appendix 4) An endoscope device as set forth in Appendix 1, wherein

the variable prism is composed of liquid crystal and transparent electrodes and a variable prism control means controls voltage applied to the transparent electrodes.

[0093] (Appendix 5) An endoscope device as set forth in Appendix 1, wherein

a plurality of variable prisms are used along the optical axis, and at least two thereof have an apex angle in the direction perpendicular to the optical axis.

[0094] (Object of Appendixes 1 through 5) To realize, with a small size, a visual field-converting camera using a large-sized and heavy-weight image pick-up means such as a 3CCD camera, an HDTV camera, and an invisible light (infrared/ultraviolet) camera and the like.

[0095] (Means for solving the problem of Appendixes 1 through 5 and Actions) By a variable prism which is provided for an image-forming means for forming an endoscopic image in an image pick-up means and changes the angle of a light beam in the up-and-down, right and left directions with respect to the optical axis, the position of an endoscopic image to be formed in the image pick-up means is converted, whereby the region

of the endoscopic image to be observed by the image pick-up means can be varied.

[0096] (Appendix 6) An endoscope device comprising a scope, an image pick-up means, and an image-forming means, wherein

at least a part of the image-forming means can be attachably and detachably separated from the image pick-up means, an image forming position variable means which changes the position of an endoscopic image to be formed in the image pick-up means is provided in the separated image-forming means, and the region of the endoscopic image to be observed by the image pick-up means can be varied by the image-forming position variable means.

[0097] (Appendix 7) An endoscopic device as set forth in Appendix 6, wherein

a movable mirror is provided in the image-forming position variable means.

(Appendix 8) An endoscopic device as set forth in Appendix 6, wherein

a variable prism is used for the image-forming position variable means.

[0098] (Themes to be solved by Appendixes 6 through 8) In the method disclosed in Japanese Patent Application No. Hei-7-115995, since the device is constructed by a camera head

wherein the image pick-up element and the visual field converting means are unified, a camera for a surgical endoscope device which is constructed with a general combination of an endoscope, image-forming adapter, and a camera cannot be diverted thereto. In addition, for alternation of camera generations, it becomes necessary to repurchase the whole camera head. Furthermore, high-tech cameras such as commercially available 3CCD cameras, HDTVs, II cameras, and invisible light cameras cannot be diverted.

[0099] (Object of Appendixes 6 through 8) To realize a visual field converting function by various external cameras such as 3CCD cameras, HDTV cameras, and invisible light (infrared/ultraviolet) cameras and the like.

(Means for solving the problem of Appendixes 6 through 8 and Actions) By separating the image forming means with a visual field converting function built-in from the image pick-up means, various external cameras can be used.

[0100] (Appendix 9) A stereo-endoscope device comprising an endoscope and a stereo image pick-up means which obtains left and right images by a magnifying observation optical system for an endoscopic image and a light beam from the magnifying observation optical system, wherein

in the magnifying observation optical system, a means for

varying the direction of the light beam and said light beam direction variable means are provided.

[0101] (Appendix 10) A stereo-endoscope device as set forth in Appendix 9, wherein

the light beam direction variable means is constructed by using two or more mirrors.

(Appendix 11) An endoscope device as set forth in Appendix 9, wherein

the light beam direction variable means is a variable angle prism using a fluid refractive substance.

[0102] (Appendix 12) An endoscope device as set forth in Appendix 9, wherein

the light beam direction variable means is constructed by using a substance which can vary refractive index.

(Prior Arts of Appendixes 1 through 12) In general, endoscopic surgery is known, wherein an operating tool and an endoscope are separately inserted into the body cavity of a patient, an image of the front end portion of the operating tool inserted in the body cavity is captured within the field of observation of the endoscope, and while observing a treatment condition of an affected part by the operating tool by means of the endoscope, the treatment operation is performed. As an endoscope device used in this type of endoscopic surgery,

Japanese Unexamined Patent Publication No. Hei-6-30896 has been disclosed. According thereto, an endoscope is held by a robot arm and the position of the endoscope can be changed based on an operator's order. Thus, an assistant, who priorly had held the endoscope is released from assisting and the operator can freely change the visual field of the endoscope into his/her desirable direction.

[0103] Meanwhile, in Japanese Patent Application No. Hei-7-115995, a method wherein the visual field of the endoscope is freely converted without using a robot arm has been disclosed. In this method, by shifting a partial image pick-up optical system of the endoscope by an actuator, the image pick-up range of an image of the endoscope is changed. Since a movable part which moves a partial image pick-up optical system is disposed inside the endoscope camera device, danger due to device movement is small and safety is high. Since the device is small-sized and is used in place of a combination of an ordinal endoscope and a TV camera, handling thereof is easy. In addition, the visual field of the endoscope can be converted by detecting the front end of the forceps and it is easy for the operator to convert the visual field during surgery.

[0104] In Japanese Patent Application No. Hei-7-115995, an

image pick-up element-shifting mechanism for shifting the image pick-up element in parallel by means of a stepping motor and feed screws has been disclosed. Furthermore, a method has been disclosed, wherein the range of an endoscopic image to be formed in an image pick-up element is changed by tilting the optical axis of the image pick-up optical system by means of a mirror.

[0105] In addition, currently, as a camera for endoscopic surgery, a small-sized camera employing a construction where only one small-sized CCD is disposed within the image pick-up optical system is mostly used. However, lately, useful but large-sized cameras, that are 3CCD cameras where three independent CCDs are used for respective RGB colors for an improvement in picture quality of an endoscopic image, high-definition (HDTV) cameras where resolution that is two times as high as that of the prior arts or more is realized, highly sensitive image intensifier cameras for observing feeble light in fluorescent observation and the like, or special observation cameras such as infrared cameras, ultraviolet cameras and the like, have been put into practical use.

[0106] In addition, in Japanese Unexamined Publication No. Sho-61-223819, an optical system has been disclosed, wherein

a variable angle prism formed of a prism filled with fluid having high refractivity is used to compensate for hand-shaking in a video camera.

[0107] In addition, in Japanese Unexamined Publication No. Hei-2-148013, a method has been disclosed, wherein the visual field direction of an optical system provided on the front end portion of a soft mirror is converted by means of a liquid crystal prism whose refractivity changes depending on the voltage.

[0108] (Themes to be solved by Appendixes 1 through 12) In Japanese Unexamined Patent Publication No. Hei-6-30896, there is a possibility that the robot arm holding the endoscope may interfere with the operator, patient, peripheral devices and the like. There is a possibility that due to an unintended action of a robot, the patient is injured. The size is large and disadvantages in carriage, facilities installation, and sterilization exist.

[0109] In Japanese Unexamined Patent Publication No. Hei-7-115995, there are many advantages such that the device is extremely safe, small-sized, and can be replaced by an ordinal endoscope and a TV camera. However, in a method, wherein the image pick-up element is shifted on a plane by a mechanism using a stepping motor and feed screws, if the image

pick-up device increases in size, the overall image pick-up device shifting mechanism increases in size, thus this is impractical. Therefore, in devices which employ large-sized image pick-up elements such as 3CCD cameras, HDTV cameras, II cameras, invisible light cameras and the like, the visual field converting function cannot be easily realized.

[0110] In addition, in the method employing a mirror, since it is unnecessary to shift an image pick-up element, it is easy to use a large-sized image pick-up element, however, a problem exists such that a drive mechanism of the mirror and the like increases in size and the overall camera becomes large.

[0111] (Prior Arts of Appendixes 9 through 12) In Japanese Unexamined Patent Publication No. Hei-8-160316, a hard stereoscope has been disclosed, wherein a scope inserting portion is shared and light is divided into left and right light fluxes at the vicinity of the eyepiece portion.

[0112] In Japanese Unexamined Patent Publication No. Hei-7-328024, a stereoscope which comprises two optical systems and image pick-up elements on the front end portion of a hard scope having a bendable portion and performs stereoscopic observation is disclosed. With this scope, by bending the bendable portion upward, downward, rightward, and leftward, the observation field can be changed without moving

the scope.

[0113] (Themes to be solved by Appendixes 9 through 12) In order to change the visual field direction with the hard stereoscope of Japanese Unexamined Patent Publication No. Hei-8-160316, a camera head having a visual field converting function as disclosed in Japanese Patent Application No. Hei-7-115995 must be connected to each of the eyepiece portions for both eyes, therefore, construction is complicated and the device increases in size and cost, thus this is impractical.

[0114] With the stereoscope which comprises two optical systems and image pick-up elements on the front end portion of a hard scope having a bendable portion and performs stereoscopic observation, as disclosed in Japanese Unexamined Patent Publication No. Hei-7-328024, the observation field can be changed by bending the bendable portion upward, downward, rightward, and leftward, however, a drawback exists such that large-sized high-resolution image pick-up elements cannot be used. Also in the camera head having a visual field converting function as disclosed in Japanese Patent Application No. Hei-7-115995, observation can be performed by a zoom lens in a same manner as if the scope were advanced and retracted, however, in the method of Japanese Unexamined Patent Publication No. Hei-7-328024, a drawback exists such that a

means for advancing and retracting the scope must be separately provided.

[0115] (Objects of Appendixes 9 through 12) To realize a visual field converting function in a 3D scope.

(Means for solving the problem of Appendixes 9 through 12 and Actions) An endoscope and a magnifying observation optical system are shared, a means for varying the light beam direction is provided in the magnifying observation optical system, a stereo image pick-up means for thereafter dividing and forming the light beam into left and right images, whereby making it possible to convert the visual field in a 3D scope.

[0116] (Appendix 13) A stereo-endoscope which obtains left and right images by two optical systems, wherein a variable prism is provided in the middle of at least one optical system, thereby changing the angle of convergence of the left and right images.

[0117] (Appendix 14) A stereo-endoscope as set forth in Appendix 13, wherein

the variable prism is a variable angle prism using a fluid refractive substance.

(Appendix 15) A stereo-endoscope as set forth in Appendix 13, wherein

the angle of convergence and the observation image can be

adjusted in two directions, that is, the up-and-down direction.

[0118] (Appendix 16) A stereo-endoscope as set forth in Appendix 13, wherein

the variable prism is constructed by using a substance constructed by using a substance which can vary refractive index depending on voltage.

(Prior arts of Appendixes 13 through 16) In Japanese Unexamined Patent Publication No. Hei-8-160316, a hard stereoscope where a scope inserting portion is shared and in the vicinity of the eyepiece portion, light is divided into left and right light fluxes by pupil dividing mirrors has been disclosed, wherein

the angle of convergence is changed by shifting the pupil dividing mirrors in parallel, whereby a stereoscopic effect of the observation field can be changed.

[0119] (Problems to be solved by Appendixes 13 through 16) In such an endoscope as in Japanese Unexamined Patent Publication No. Hei-8-160316, wherein the angle of convergence is changed by shifting pupil dividing mirrors in parallel and a stereoscopic effect of the observation field is changed, a problem exists such that unless the pupil dividing mirrors are highly accurately slid, the up-and-down positional relationship between left and right images is disordered and stereoscopic observation is impossible.

[0120] (Objects of Appendixes 13 through 16) A stereo-endoscope device which can easily adjust the angle of convergence without a highly accurate mechanism.

(Means for solving the problems of Appendixes 13 through 16 and Actions)

An angle of convergence-adjusting mechanism is constructed by using a variable prism capable of bending light fluxes. Since the variable prism has a small rate for bending light fluxes compared to the ratio of change in the apex angle and refractive index, the angle of convergence can be easily fine-adjusted even if the variable means is not highly accurate.

[0121] (Means for solving the problem of Appendix 16 and Actions) Since a prism which can vary the bending amount of light fluxes depending on voltage is used, no mechanical movement portion exists, therefore an accurate and highly reliable angle of convergence-adjusting mechanism can be realized.

[0122] (Effects of Appendixes 1 through 16) A visual field converting endoscope device can be constructed by using a large-sized camera such as a 3CCD camera, a high-definition camera, or a special observation camera and, at the same time, with a small size.

[0123] (Appendix 17) An endoscope device comprising an endoscope and an image pick-up means for imaging a part or the whole of an observation image of the endoscope, wherein

an optical axis deflecting means which is arranged inside the image pick-up means and deflects the optical axis of an image-forming means of the image pick-up means and a control means for controlling the light deflecting means and changing the image pick-up range of the image pick-up means are provided.

[0124] (Appendix 18) An endoscope device as set forth in Appendix 17, wherein

the optical axis deflecting means is a variable angle prism which is formed of a fluid refractive substance and can vary the apex angle.

[0125] (Appendix 19) An endoscope device as set forth in Appendix 17, wherein

the optical axis deflecting means is formed of a substance which can vary the refractive index.

(Appendix 20) An endoscope device as set forth in Appendix 17, wherein

the optical axis deflecting means is formed of a pair of transparent electrodes and a liquid crystal interposed between these transparent electrodes and

by applying voltage to the transparent electrodes, the

refractive index is changed.

[0126] (Appendix 21) An endoscope device as set forth in Appendix 17, wherein

the optical axis deflecting means is formed of a plurality of pairs of transparent electrodes and liquid crystal interposed between these transparent electrodes and

by applying voltage to the respective pairs of transparent electrodes, refractive index is changed for each part.

[0127] (Appendix 22) An endoscope device as set forth in Appendix 20 or Appendix 21, wherein

the optical axis deflecting means is formed of a triangular prism formed of transparent electrodes and a liquid crystal interposed between these transparent electrodes.

[0128] (Appendix 23) An endoscope device as set forth in Appendix 20 or Appendix 21, wherein

the optical axis deflecting means is formed of a plane-parallel prism formed of transparent electrodes and a liquid crystal interposed between these transparent electrodes.

[0129] (Appendix 24) An endoscope device as set forth in Appendix 22, wherein

a plurality of triangular prisms are used and arranged in a condition where the apex angles of at least two triangle prisms are turned by 90° with respect to the optical axis of

the image-forming means.

[0130] (Appendix 25) An endoscope device comprising an endoscope and an image-forming means for imaging a part or the whole of an endoscopic image of the endoscope, wherein

an optical axis-changing means which is provided inside the image pick-up means and changes the optical axis of an image-forming means of the image pick-up means and a control means for controlling the light-changing means and changing the image pick-up range of the image pick-up means are provided.

[0131] (Appendix 26) An endoscope device as set forth in Appendix 25, wherein

the optical axis-changing means is a variable angle prism which is formed of a fluid refractive substance and can change the apex angle.

[0132] (Appendix 27) An endoscope device as set forth in Appendix 25, wherein

the optical axis-changing means is a mirror which can shift in parallel to the optical axis of the image-forming means.

(Appendix 28) An endoscope device comprising an endoscope and an image pick-up means for imaging an observation image of the endoscope, wherein

a magnifying optical system for increasing the magnification of an observation image to be imaged in the image

pick-up means, a stereo image pick-up means which is arranged, inside the image pick-up means, behind the magnifying optical system and has optical paths symmetrically arranged for observing from left and right, and an optical axis-changing means which is arranged inside the image pick-up means and changes the optical axis of the magnifying optical system are provided.

[0133] (Appendix 29) An endoscope device as set forth in Appendix 28, wherein

the optical axis-changing means is a plurality of mirrors which can shift in parallel to the optical axis of the magnifying optical system.

(Appendix 30) An endoscope device as set forth in Appendix 28, wherein

the optical axis-changing means is a variable angle prism which deflects the optical axis of the magnifying optical system, is formed of a fluid refractive substrate, and can change the apex angle.

[0134] (Appendix 31) An endoscope device as set forth in Appendix 28, wherein

the optical axis deflecting means is formed of a substance which can vary the refractive index.

(Appendix 32) A stereo-endoscope device having two optical

paths symmetrically arranged for observing from left and right, wherein

for changing the angle of convergence of the left and right images, an optical axis deflecting means which is arranged in one of the optical paths and changes the optical axis of this optical path and a control means for controlling the optical axis deflecting-means are provided.

[0135] (Appendix 33) An endoscope device as set forth in Appendix 32, wherein

the optical axis deflecting means is a variable angle prism which is formed of a fluid refractive substance and can change the apex angle.

[0136] (Appendix 34) An endoscope device as set forth in Appendix 32, wherein

the optical axis deflecting means is formed of a substrate which can vary the refractive index.

(Appendix 35) An endoscope device as set forth in Appendix 32, wherein

the optical axis deflecting means is formed of a pair of transparent electrodes and a liquid crystal interposed between these transparent electrodes and

by applying voltage to the transparent electrodes, the refractive index is changed.

[0137]

[Effects of the Invention] According to the present invention, an endoscopic image-shifting means comprising an incident angle-varying factor for changing the angle of incident light with respect to the optical axis direction of an observation optical system and a control means for controlling the amount of change in the angle of incident light due to this incident angle-varying factor are provided and by changing, by the incident angle-varying factor, the position of an endoscopic image which is formed in an image pick-up means, the region of the endoscopic image to be observed by the CCD can be varied, thus miniaturization of visual field-converting cameras using large-sized and heavy-weight image pick-up means such as 3CCD cameras, HDTV cameras, invisible light (infrared/ultraviolet) cameras and the like can be realized.

[BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS]

[Fig. 1] A schematic constructional view of the overall endoscope device according to Embodiment 1 of the present invention.

[Fig. 2] (A) is a perspective view showing the variable angle prism of the endoscope device according to Embodiment 1, (B) is a main part longitudinal section showing the pivotal support portion of two cover glass sheets of the variable angle prism,

and (C) is a perspective view showing the engaging portion between the movable member of the actuator of the variable angle prism and the pin of one cover glass frame.

[Fig. 3] Shifting conditions of an endoscopic image according to Embodiment 1 are shown, wherein (A) is a plan view showing a condition before the endoscopic image shifts, and (B) shows a plan view showing a condition after the endoscopic image has shifted.

[Fig. 4] (A) is a main part schematic constructional view of the endoscope device according to Embodiment 2 of the present invention, and (B) is a schematic constructional view of the liquid crystal prism of the endoscope device according to Embodiment 2.

[Fig. 5] (A) is a schematic constructional view showing a first modification of the liquid crystal prism according to Embodiment 2, and (B) is a schematic constructional view showing the liquid crystal prism according to Embodiment 2.

[Fig. 6] A main part schematic constructional view showing a modification of the visual field converting adapter of the endoscope device according to Embodiment 2.

[Fig. 7] Embodiment 3 of the present invention is shown, wherein (A) is a schematic constructional view of the overall endoscope device, (B) is a main part schematic constructional

view showing the 3D camera.

[Fig. 8] A main part schematic constructional view of the endoscope device according to Embodiment 4 of the present invention.

[Fig. 9] A schematic constructional view of the overall endoscope device according to Embodiment 5.

[Description of Symbols]

1 Scope

2, 41 Visual field converting adapter (image-forming means)

3 TV camera

10, 82 VAP (incident angle-varying factor)

31 VAP control device (control means)

34 Endoscopic image-shifting means

42a, 42b Liquid crystal prism (incident angle-varying factor)

43 Liquid crystal prism control device (control means)

81 3D camera (image-forming means)

Fig. 1

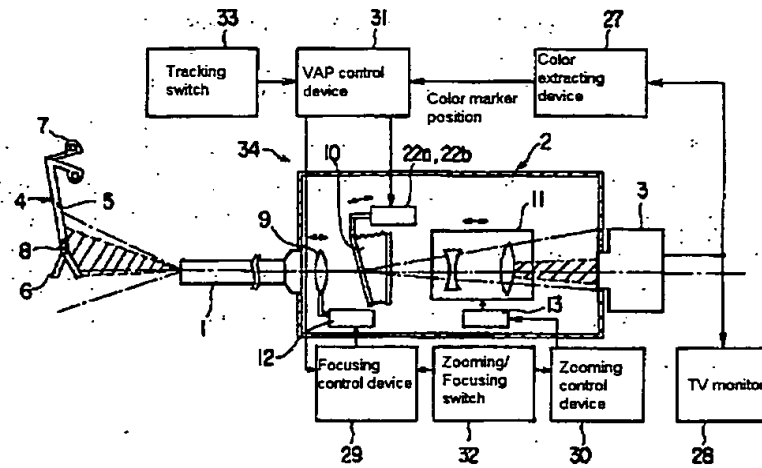


Fig. 2

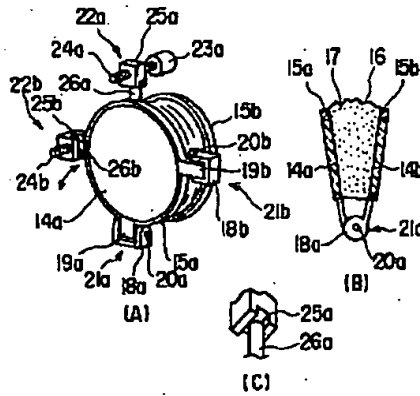


Fig.4

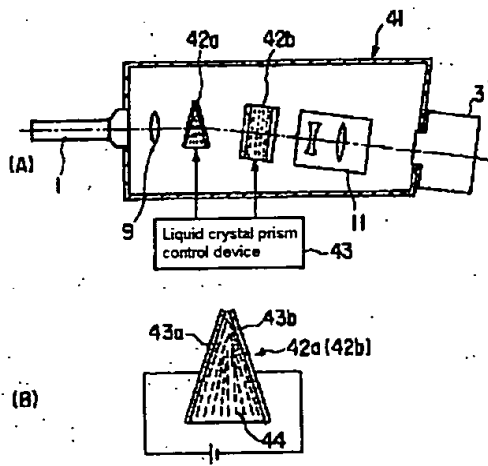


Fig.6

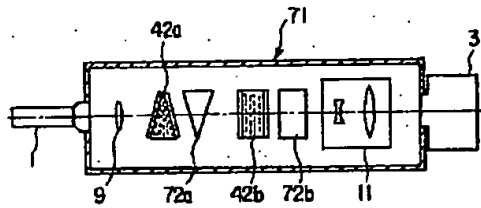


Fig.8

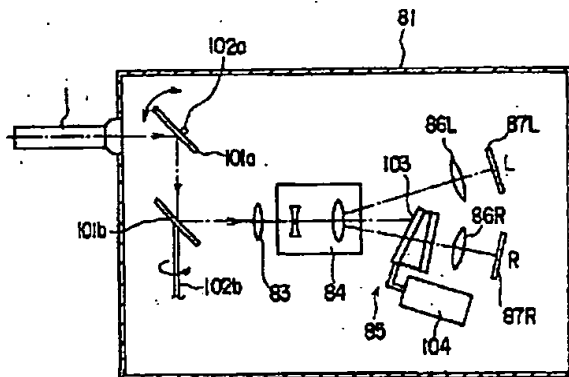


Fig.5

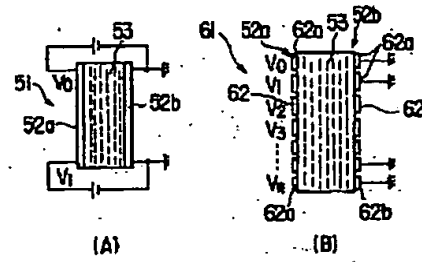


Fig.7

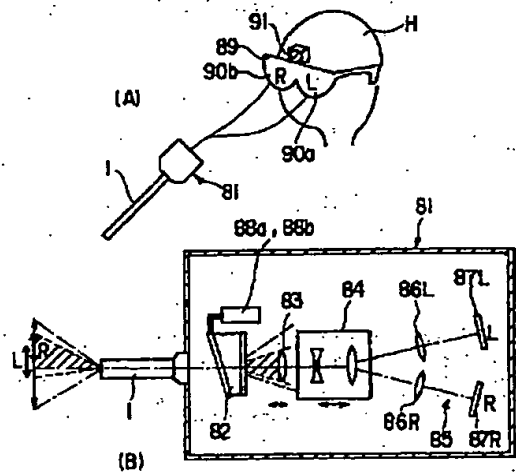
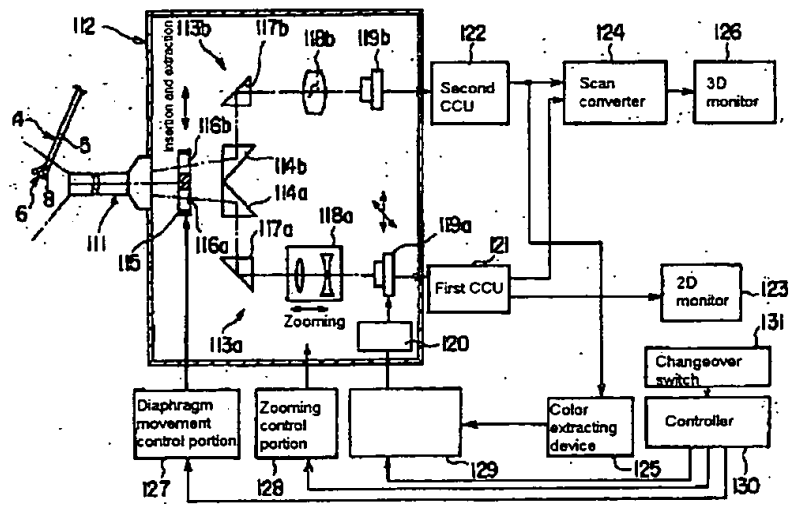


Fig.9



129 Image pick-up device movement control portion